

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2001年2月22日 (22.02.2001)

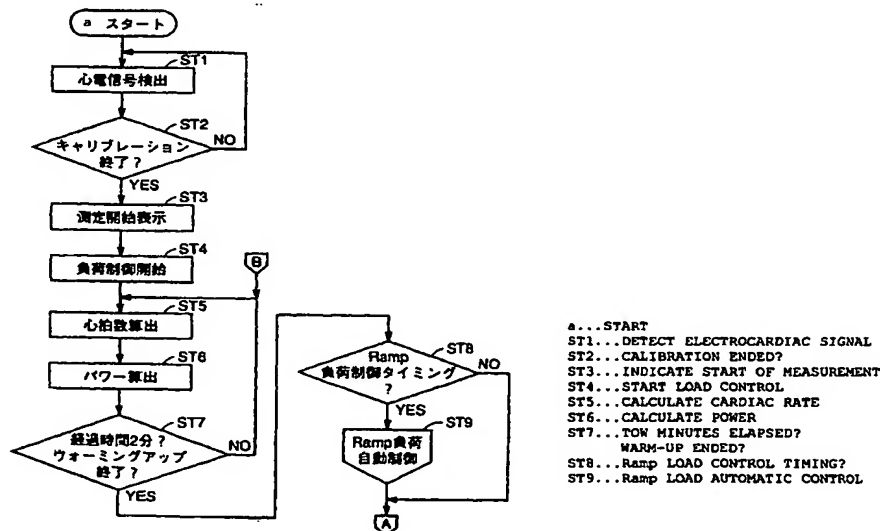
PCT

(10) 国際公開番号
WO 01/12270 A1

- (51) 国際特許分類⁷: A63B 22/06 (KINOSHITA, Hiromi) [JP/JP]. 志賀利一 (SHIGA, Toshikazu) [JP/JP]; 〒616-8025 京都府京都市右京区花園土堂町10番地 オムロン株式会社内 Kyoto (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP00/05371
- (22) 国際出願日: 2000年8月10日 (10.08.2000) (74) 代理人: 深見久郎, 外(FUKAMI, Hisao et al.); 〒530-0054 大阪府大阪市北区南森町2丁目1番29号 住友銀行南森町ビル Osaka (JP).
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語 (81) 指定国 (国内): US.
- (30) 優先権データ:
特願平11/226187 1999年8月10日 (10.08.1999) JP (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).
特願平11/250035 1999年9月3日 (03.09.1999) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オムロン株式会社 (OMRON CORPORATION) [JP/JP]; 〒616-8025 京都府京都市右京区花園土堂町10番地 Kyoto (JP). 添付公開書類:
— 国際調査報告書
— 補正書
- (72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 木下弘美
- 2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(54) Title: METHOD FOR DETERMINING EXERCISE STRENGTH AND DEVICE USING THE SAME

(54) 発明の名称: 運動強度決定方法およびそれを用いた装置



(57) Abstract: An exercise machine detects an electrocardiac signal at the start of exercise (ST1), starts the control of the exercise load (ST4), and calculates the power values of the fluctuations of the cardiac rate and cardiac interval (ST5, ST6). After two minutes from the start of the warm-up (ST7), the machine automatically controls the Ramp load (ST9). The processing at ST9 includes presetting of the rate of variation of the Ramp load after three, four, five, and six, from the start of the warm-up. As a result, the machine enables the user to exercise under a load most suitable individually.

/続葉有/



(57) 要約:

運動機器は、測定開始により心電信号を検出し（ST 1）、運動負荷の制御を開始し（ST 4）、心拍数及び心拍間隔のゆらぎのパワー値を算出する（ST 5, ST 6）。ウォーミングアップ開始から2分経過したら（ST 7）、Ramp 負荷の自動制御を行う（ST 9）。ST 9の処理は、ウォーミングアップ開始から3分経過後、4分経過後、5分経過後、6分経過以降により、それぞれ所定のRamp 負荷の負荷変動率を設定する。その結果、個人に最適な負荷で運動をすることのできる運動機器が提供できる。

明細書

運動強度決定方法およびそれを用いた装置

5 技術分野

この発明は、個人に最適な運動強度を決定する方法およびその運動負荷で運動をすることのできる運動機器や運動強度決定装置に関する。

背景技術

- 10 エルゴバイクなどの運動負荷装置を用いて簡易的に体力測定を行う場合、例えば漸増負荷（以下、Ramp 負荷という）時における心拍数を測定し、負荷と心拍数との関係から体力レベルの評価を行う。その際、体力レベルに応じて適切な Ramp 負荷（ここでは漸増負荷を指す）の負荷変動率を与える必要がある。

- 15 従来は、年齢、性別、体重などの個人データを入力し、入力した個人データにおける標準的な体力に見合った Ramp 負荷の負荷変動率を提供している。この場合の Ramp 負荷の負荷変動率を決定するフロー図の一例を図 6 5 に示す。図 6 5 のフロー図では、年齢が 6 0 以上か否かを判定し（ST 9 1）、さらに体重が 4 0 k g 以下か否か（ST 9 2）、8 0 k g 以上か否かを判定し（ST 9 3）、それぞれの判定結果の次に男性か女性かを判定し（ST 9 4, ST 9 6, ST 9 8）、その結果により Ramp 負荷の負荷変動率を 5, 1 0, 1 5, 2 0 [W/m i n] に決定している（ST 9 5, ST 9 7, ST 9 9, ST 1 0 0）。

- 20 また、前記個人情報に加え、体力の有無（高体力者、一般者、低体力者など）を入力したり、或いは前回行った体力測定の結果を用いて Ramp 負荷の負荷変動率を決定している。この場合の体力の有無を入力する例を挙げると、次のとおりである。

	男	女
一般者向け	1 5	1 0
低体力者向け	8	5
高体力者向け	2 5	1 5

〔単位：W/m i n〕

運動前に、年齢・性別などの個人情報とともに、自分が属すると思われる上記体力レベルを選択すると、予め設定された上記 Ramp 負荷の負荷変動率が提供される。

5 しかしながら、入力された個人データに応じた Ramp 負荷の負荷変動率を決定する場合は、当然ながら、標準体力より劣る被験者に対しては、過度な負荷をかける恐れがある。また反対に、標準体力より優れる被験者に対しては、体力測定に時間が掛かり過ぎ、正確な体力レベルの評価ができないなどの問題点がある。さらに、年齢・性別・体重などの個人データを予め入力する必要がある、操作が煩雑で面倒であるだけでなく、個人情報を入力するため、他人に個人情報を知ら

10 れたりするのを嫌がる人もいる。

また、個人情報の他に、入力された体力の有無を用いて Ramp 負荷の負荷変動率を決定する場合は、自分がどの体力レベルの分類に当て嵌まるのか判らず、体力レベルの入力を誤ることがある。また、体力測定の結果を用いて Ramp 負荷の負荷変動率を決定する場合は、事前に必ず体力測定を行わなければならない、手間

15 が掛かる。

一方適切な運動レベルを知るための装置も開示されている。たとえば心拍ゆらぎのレベルによって運動強度（運動レベル）を決定する従来技術が、例えば特表平9-509877号公報に開示されている。同公報によれば、運動中の心拍数変動値に基づいて運動者の運動強度を決定する方法が開示されている。この技術

20 によれば、運動強度の増加に従い心拍数変動値が単調減少するという関係から、運動中の心拍数変動値に基づいて運動強度が決定される。

また、心拍数変動値は、運動強度の増加に従って減少する傾向があること、或いは心拍数から導かれるスペクトルパワーのHI（0-0.15Hz）とLO（0.15-1.0Hz）も、運動強度の増加に従い減少する傾向があることが、

25 複数の論文等から報告されている。

一方、糖尿病患者においては、運動中における心拍数変動の絶対値的变化が健常者に比べ顕著に小さいことが報告されている〔公知例文献名：「安静時および運動負荷時における糖尿病患者の自律神経活動」森谷敏夫／京都大学大学院人間・環境学研究科、その他6名〕。

しかしながら、上記従来の運動強度の決定方法では、健常者では特に問題ないが、前記公知文献で報告されているように、糖尿病患者のような単調減少しないゆらぎ変動パターンの被験者においては運動強度が決められず、運動強度の決定方法が適用できる範囲が限られてしまう。

- 5 また、上記従来の運動強度の決定方法では、心拍ゆらぎにより運動強度が決定されるだけであり、糖尿病のような病態によるゆらぎ変動パターンの違いに着目した、運動中のゆらぎ変動パターンにより被験者の健康状態をも検出する方法は、考案されていないのが実情である。

- 10 本発明は、上記のような問題点に着目してなされたもので、個人に最適な運動負荷で運動をすることのできる運動機器、個人の正確な体力レベルの評価を行う体力レベル評価装置、個人に最適な運動強度の決定を行う運動強度決定装置を提供することを目的とする。

- 15 この発明の他の目的は、健常者や糖尿病などの疾患者を問わず個人に最適な運動強度を決定できる運動強度の決定方法、運動から健康状態を判別するのを支援する装置、健康状態を測定する装置、及びそれらの機能を備えた運動機器を提供することを目的とする。

発明の開示

- 20 この発明にかかる運動機器は、運動負荷可変の運動負荷部と、この運動負荷部による運動中に生理信号を非侵襲で測定する生理信号測定部と、運動中に得られた生理信号に基づいて漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率を決定する負荷決定部とを備え、前記運動負荷部が、負荷決定部で決定された漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率に基づいて運動負荷を変更する。

- 25 この運動機器では、個人に見合った漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率が決定され、この決定された負荷の負荷変動率に応じて運動負荷が変化する。このため、年齢・性別・体重などの個人情報を入力する必要や、事前に体力測定を行う必要がない上に、自分の体力レベルを把握していなくても、各人に応じた最適な負荷で運動することができ、過度の負荷がかかったり、反対に負荷が弱過ぎたりすることがない。

この発明の他の局面においては、体力レベル評価装置は、運動中に生理信号を非侵襲で測定する生理信号測定部と、運動中に得られた生理信号に基づいて漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率を決定する負荷決定部と、この負荷決定部で決定された漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率に従い、漸増又は漸減負荷運動時における負荷値と心拍数との関係から体力レベルの評価を行う体力レベル評価部とを備える。

この体力レベル評価装置では、運動を行うことにより、各人の体力レベルを正確に評価することができる。

この発明のさらに他の局面においては、運動強度決定装置は、運動中に生理信号を非侵襲で測定する生理信号測定部と、運動中に得られた生理信号に基づいて漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率を決定する負荷決定部と、この負荷決定部で決定された漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率に従い、漸増又は漸減負荷運動時における運動負荷と心拍間隔のゆらぎとの関係から最適な運動強度の決定を行う運動強度決定部とを備える。

この発明のさらに他の局面においては、運動強度決定装置は、運動中に生理信号を非侵襲で測定する生理信号測定部と、運動中に得られた生理信号に基づいて漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率を決定する負荷決定部と、この負荷決定部で決定された漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率に従い、漸増又は漸減負荷運動時における運動負荷と心拍数変動スペクトルのパワーとの関係から最適な運動強度の決定を行う運動強度決定部とを備える。

この発明に係る運動強度決定装置では、運動により各人に最適な運動強度を決定することができる。

好ましくは上記の運動機器は、運動負荷可変の運動負荷部とをさらに含み、運動負荷部は、体力レベル評価装置で得られた体力レベル又は運動強度決定装置で得られた運動強度に基づいて運動負荷を変更する。

この運動機器では、各人に応じた最適な運動負荷で運動することができる。

この発明のさらに他の局面においては、運動強度の決定方法は、運動負荷時に生理信号を非侵襲で測定し、得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに

応じた適切な運動強度を決定する。

この決定方法では、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度を決定するので、健常者は勿論のこと、糖尿病や高血圧などの疾患者に対しても適切な運動強度を正確に決定することができる。ここで、運動負荷時における生理信号の変動パターンの判別は、例えばウォーミングアップした時、及び運動負荷の増大に伴った予め決定した時間間隔、或いは運動負荷値間隔毎の生理信号の変化率に基づいてパターン判別する。

この発明のさらに他の局面においては、運動機器は、負荷可変の負荷装置と、生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定部と、この生理信号測定部で得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度を決定する運動強度決定部とを備え、前記負荷装置の負荷は、運動強度決定部で決定された運動強度に相当する負荷に設定される。

この運動機器では、健常者や糖尿病や高血圧などの疾患者に関係なく、個人に最適な運動強度で運動を行うことができる。

この発明のさらに他の局面においては、運動機器は、負荷可変の負荷装置と、生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定部と、この生理信号測定部で得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに従って健康状態を判別する健康状態判別部とを備えることを特徴とする。

この運動機器は、運動を行うことで健康状態をチェックできる。

この発明のさらに他の局面においては、健康状態判別支援装置は、生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定部と、運動負荷時に前記生理信号測定部により得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別する変動パターン判別部と、この変動パターン判別部により判別した変動パターンを出力する出力部とを備える。

この支援装置では、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンを出力するので、健常者か、或いは糖尿病や高血圧などの疾患に伴う自律神経の異常がないかどうかを、出力された変動パターンを知ること

で判別できる。

この発明のさらに他の局面においては、測定装置は、生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定部と、この生理信号測定部で得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに従って健康状態を判別する健康状態判別部と、この健康状態判別部で判別された健康状態を出力する出力部とを備える。

この測定装置は、例えば自転車エルゴメータに組み込めば、運動することで自分の健康状態を知ることができる。

図面の簡単な説明

図 1 は本発明の運動機器の実施形態に係る自転車エルゴメータの回路構成を示すブロック図である。

図 2 は同自転車エルゴメータの外観斜視図である。

図 3 は同自転車エルゴメータで使用される心電センサの別例を運動者に装着した状態を示す図である。

図 4 は同自転車エルゴメータで使用される心電センサのさらに別例を運動者に装着した状態を示す図である。

図 5 は同自転車エルゴメータで使用される脈拍センサを運動者に装着した状態を示す図である。

図 6 A、6 B は図 7 のフロー図における Ramp 負荷自動制御に用いたゆらぎパワー値の分類表である。

図 7 は同自転車エルゴメータの動作の一例を示すフロー図である。

図 8 は図 7 のフロー図に続くフロー図である。

図 9 はゆらぎのパワーの収束点から最適運動強度である運動負荷を求める説明図である。

図 10 はゆらぎの収束点を決定するための処理を示すフロー図である。

図 11 は図 10 とともに、ゆらぎの収束点を決定するための処理を示すフロー図である。

図 12 A、12 B は Ramp 負荷とゆらぎのパワーの関係を示す図である。

図 1 3 は図 7 のフロー図における Ramp 負荷自動制御の処理を示すフロー図である。

図 1 4 A ~ 1 4 C は最適運動強度決定の表示例を示す図である。

図 1 5 A ~ 1 5 C は運動強度の表示例を示す図である。

5 図 1 6 A ~ 1 6 C は最適運動強度でのトレーニングモードに入る状態を説明する図である。

図 1 7 A ~ 1 7 C は運動負荷と心拍数の関係から体力レベルを求める説明図である。

図 1 8 A、1 8 B は体力レベル決定時の表示例を示す図である。

10 図 1 9 は図 1 3 のフロー図における S T a の処理を示すフロー図である。

図 2 0 は図 1 3 のフロー図における S T b の処理を示すフロー図である。

図 2 1、2 2 は図 1 3 のフロー図における S T c の処理を示すフロー図である。

図 2 3 は図 1 3 のフロー図における S T d の処理を示すフロー図である。

15 図 2 4 は実施形態自転車エルゴメータを用いて最適運動強度を決定した 2 8 歳の男性データである。

図 2 5 は実施形態自転車エルゴメータを用いて最適運動強度を決定した 2 3 歳の女性データである。

図 2 6 A、2 6 B は運動時における心拍間隔のゆらぎのパワーの変動パターンのパターン a 及びパターン b を示す図である。

20 図 2 7 A、2 7 B は運動時における心拍間隔のゆらぎのパワーの変動パターンのパターン c 及びパターン d である。

図 2 8 は同自転車エルゴメータの動作の一例を示すフロー図である。

図 2 9 A ~ 2 9 C は同自転車エルゴメータにおける最適運動強度決定の表示例を示す図である。

25 図 3 0 A ~ 3 0 C は同最適運動強度決定表示後の運動強度の表示例を示す図である。

図 3 1 は最適な運動強度での運動プログラム実行例を説明する図である。

図 3 2 は図 8 のフロー図におけるパターン判定処理を示すフロー図である。

図 3 3 は図 3 2 のフロー図における運動レベル a、b の決定処理を示すフロー

図である。

図 3 4 A ~ 3 4 C はゆらぎのパワーの収束点から運動強度を決定する方法を説明する図である。

5 図 3 5 は図 3 2 のフロー図における運動レベル c の決定処理を示すフロー図である。

図 3 6 はゆらぎのパワーから運動強度を決定する他の例を説明する図である。

図 3 7 は図 3 2 のフロー図における運動レベル d の決定処理を示すフロー図である。

10 図 3 8 はゆらぎのパワーから運動強度を決定するさらに他の例を説明する図である。

図 3 9 は図 3 2 のフロー図における運動レベル c の決定処理の別例を示すフロー図である。

図 4 0 は同自転車エルゴメータの操作部における表示器の表示部を示す平面図である。

15 図 4 1 A、4 1 B は図 4 0 の表示部による具体的な表示例を示す平面図である。

図 4 2 A、4 2 B はゆらぎのパワーの変動パターンの表示例を示す図である。

図 4 3 は同自転車エルゴメータの動作の別例を示すフロー図である。

図 4 4 は図 4 3 のフロー図に続くフロー図である。

図 4 5 は運動負荷に対するゆらぎのパワーの変動パターンを示す図である。

20 図 4 6 は図 4 8 ~ 図 4 9 のフロー図において、変動パターンのパターン判別に用いる分類表である。

図 4 7 は図 4 6 の表における分類 a ~ e がゆらぎのパワーのどこに位置するかを示す図である。

25 図 4 8 はゆらぎのパワーの変動パターン判別処理の一例を詳細に示すフロー図である。

図 4 9 は図 4 8 のフロー図における処理 3 を示すフロー図である。

図 5 0 図 4 8 のフロー図における処理 4 を示すフロー図である。

図 5 1 は図 4 8 のフロー図における分岐 B に続くフロー図である。

図 5 2 は図 4 1 のフロー図における分岐 D に続くフロー図である。

図 5 3 は図 4 1 のフロー図における分岐 E に続くフロー図である。

図 5 4 は図 4 8 のフロー図における分岐 C に続くフロー図である。

図 5 5 は図 4 8 のフロー図における処理 2 を示すフロー図である。

図 5 6 は図 5 5 のフロー図における分岐 G に続くフロー図である。

5 図 5 7 は図 5 5 のフロー図における分岐 F に続くフロー図である。

図 5 8 は図 5 7 のフロー図における分岐 I に続くフロー図である。

図 5 9 は図 5 5 のフロー図における分岐 H に続くフロー図である。

図 6 0 A ～ 図 6 3 は図 4 8 ～ 図 5 9 のフロー図におけるパターン a - パターン j を示す図である。

10 図 6 4 A は時間とエントロピーとの関係を示すグラフであり、図 6 4 B は時間と負荷との関係を示すグラフである。

図 6 5 は年齢・性別・体重などの個人情報を入力して Ramp 負荷の負荷変動率を決定する従来例を示すフロー図である。

15 発明を実施するための最良の形態

(1) 第 1 実施例

図 1 は、本発明の運動機器の実施形態に係る自転車エルゴメータの回路構成を示すブロック図である。このエルゴメータは、心電信号を検知する心電センサ 1 と、その出力信号を増幅するプリアンプ 2 と、ノイズを除去するためのフィルタ 3 と、心電信号をさらに適正なレベルまで増幅するアンプ 4 と、A/D 変換器 5 と、種々の処理を実行する CPU 6 と、キー入力装置 7 と、運動強度や体力レベルなどを表示する表示器 8 と、回転負荷を変えることができる負荷装置 9 とを備える。CPU 6 は、運動中に得られた生理信号に基づいて漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率を決定する負荷決定機能、決定された漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率に従い、運動時における運動負荷と心拍数との関係から体力レベルの評価を行う体力レベル評価機能、或いは決定された漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率に従い、漸増又は漸減負荷運動時における運動負荷と心拍間隔のゆらぎとの関係又は運動負荷と心拍数変動スペクトルのパワーとの関係から最適な運動強度の決定を行う運動強度決定機能などを有する。

20

25

図2は、この自転車エルゴメータの外観斜視図である。図2において、このエルゴメータは、サドル11と、ハンドル12と、キー入力装置7、表示器8及び報知器（図示せず）などを有する操作部13と、ペダル14と、前脚フレーム15と、後脚フレーム16とを備える。ハンドル12には心電検出用の一対の電極（生理信号測定部）17が設けられ、運動時に運動者がハンドル12の電極17を両手で握ることで、両手と電極17が接触し、手から心電信信号が検出されるようになっている。

このエルゴメータでは、被験者（運動者）がサドル11に腰掛けてペダル14を踏み、ペダル14を回転させることによって運動を行うものである。ペダル14は、運動強度の度合に応じた重みとなるように運動負荷が加えられ、運動負荷が大きいと、ペダル14を一定数回転させるのに、当然多くの運動量が要求される。但し、このこと自体は周知である。

なお、図2の実施形態では、心電検出用の電極17をハンドル12に設けてあるが、種々の変更が可能である。例えば図3では、運動者Mの胸に一対の電極及び送信部を備えたチェストベルト41が装着され、ハンドル12に受信部42（図2の操作部13に相当）が設けられている。この場合、運動者Mの胸から検出された心電信信号は、無線で受信部42に送信されて処理される。

図4に示した例は、+（プラス）、-（マイナス）、G（グラウンド）の3個の電極45、46、47が運動者Mの胸に貼り付けられ、有線48で本体内の回路部に接続され、心電信信号を検出する胸部誘導型のものである。

図5に示した例では、心電センサに代えて運動者Mの耳朶に脈拍センサ49が取付けられ、脈拍が検出される。

このように構成された運動機器では、心電センサや脈拍センサで検出された心電波形（心電信信号）や脈波信号（拍動信号）といった運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動中に得られた生理信号に基づいて漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率が決定される。次に漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率を求める方法の1例を示す。ここでは、生理信号は心拍数及び心拍間隔のゆらぎのパワーとし、漸増負荷（以下、Ramp 負荷と称する）を求める方法を説明する。

まず、運動中に心拍数と心拍間隔のゆらぎのパワーを検出する。心拍数は次の

ように算出する。運動中にエルゴメータのハンドル 12 に設けられた電極 17 (図 2) より検出された心電信号のピーク検出を行い、RR 間隔データ (心拍の 1 周期) を算出する。例えば、その間隔の 5 拍の平均値から心拍数を算出する。また、ゆらぎパワー (Power) の算出は、次式 (1)、

$$5 \quad \text{Power (n) [ms}^2\text{]} = \{ \text{RR (n)} - \text{RR (n-1)} \}^2 \cdot \dots \cdot (1)$$

で求められる。これは前回と今回の 1 周期の差を二乗したもので、ここでは心拍間隔のゆらぎのパワーと称している。この Power データにおいて、例えば 30 秒間の平均値を 15 秒間隔で算出する。

上記算出した心拍数とゆらぎのパワーを、例えば図 6 A に示す Ramp 負荷自動
10 制御ポイントの値を用い、Ramp 負荷の負荷変動率を決めていく。ここでは、ポイント a ~ e とそれ以降に区分される。具体的には、ポイント a は、ウォーミングアップ時の値 (Wu p) として、ウォーミングアップ 2 分間のうち 1 分経過後からの 1 分間の平均値を Wu p とする。その後、ポイント b としてウォーミングアップ終了から 2 分後の値 (P 2 m i n)、ポイント c として 3 分後の値 (P 3
15 m i n)、ポイント d として 4 分後の値 (P 4 m i n)、ポイント e として 5 分後の値 (P 5 m i n) を用い、同様にさらにウォーミングアップ終了から 6 分以降は 1 分毎の値を用いる。これらのポイント a ~ e は、エルゴメータの Ramp 負荷運動中における典型的な (標準) ゆらぎのパワーの指数関数的な減少傾向を示す変動曲線上では、図 6 の (b) に示すような位置に対応する。

20 次に、上記運動機器 (エルゴメータ) において、Ramp 負荷の自動制御を用いた最適運動強度を決定するフロー図の一例を図 7 及び図 8 に示す。但し、ここでの最適運動強度は、例えば運動負荷時におけるゆらぎのパワーの収束点とし、収束点示現時の運動負荷を最適運動強度とする。

図 7 において、図 1 のキー入力装置 7 の測定開始キーが押されると、測定が開始される。まずステップ (以下、ST と略す) ST 1 で、心電センサ 1 で心電信号を検出し、心電センサ 1 からの信号が或る一定レベルになるようにキャリブレーション動作を行う (ST 2)。このキャリブレーション動作は、CPU 6 からの信号により、アンプ 4 でゲインを調整することで行われる。キャリブレーション終了後、表示器 8 に “測定開始” を表示し (ST 3)、負荷装置 9 の制御を開

始する（ST4）。この制御としては、例えば初期負荷値15〔w〕で2分間ウォーミングアップを行った後に、最初は10〔W/min〕の Ramp 負荷を与える。

次いで、心電信号のピーク値を検出し、前記したように心拍数とゆらぎのパワーを算出する（ST5、ST6）。このとき、ウォーミングアップ時における平均心拍数とゆらぎのパワーを算出しておく。例えば、2分間のウォーミングアップにおいて、心拍数として1分30秒経過後からの15秒間の平均値（WupのHR）を算出し、ゆらぎのパワーとしてWup値〔図6A参照〕を算出する。この心拍数及びゆらぎのパワーの算出は、ウォーミングアップ開始から2分が経過するまで続けられる（ST7）。2分経過後、Ramp 負荷制御タイミングであるか否かを判定し（ST8）、Yesであれば、計測した心拍数とゆらぎのパワーから、随時、各個人の体力レベルに応じた適切な Ramp 負荷の負荷変動率を設定していく（ST9）。

Ramp 負荷の自動制御処理は、図13に示すように行われる。即ち、ウォーミングアップ開始から3分経過すればSTaの処理へ（ST81）、4分経過すればSTbの処理へ（ST82）、5分経過すればSTcの処理へ（ST83）、6分以降はSTdの処理へ移行する（ST84）。なお、各処理については後述する。

図7のST7の処理に続いて収束判定を行う（ST10）。

ゆらぎのパワーの変動特性において、下記の（a）（b）の両条件が満たされた場合に、収束判定Yesとし最適運動強度を決定する。

（a）ゆらぎのパワーが予め定めたパワー基底値（ベースライン）を下回る。

（b）前回のゆらぎのパワーとの差〔Power {T(n-1)} - Power {T(n)} : ゆらぎのパワーの変動曲線の傾き〕が規定する傾き以下になる。

なお、最適運動強度は、図24に示す収束点における心拍値、或いは運動負荷を指してもよい。

最適運動強度決定の例を図9に示す。図9において、ゆらぎの収束点から時間-運動負荷特性の交点の運動負荷を最適運動強度として求める。この収束点の決定方法を図10、図11のフロー図を用いて説明する。このフロー図は、標準的

なパターンの運動強度の決定に用いる収束点の決定方法を示すものである。ST 61～ST 65までの処理は、図8のST 1～ST 5と同様である。即ち、図1のキー入力装置7の測定開始キーが押されると、測定が開始される。まず、心電センサ1で心電信信号を検出し(ST 61)、心電センサ1からの信号が或る一定
5 レベルになるようにキャリブレーション動作を行う(ST 62)。このキャリブレーション動作は、CPU 6からの信号により、アンプ4でゲインを調整することで行われる。キャリブレーション終了後、表示器8に“測定開始”を表示し(ST 63)、負荷装置9の制御を開始する(ST 64)。この制御としては、例えば初期負荷値20[w]で2分間ウォーミングアップを行った後に、毎分1
10 5[w]のランプ負荷を与える。

次いで、心電信信号のピーク値を検出し、前記算出式(1)よりゆらぎのパワーを算出する(ST 65)。算出後、ウォーミングアップ時の2分が経過したかどうか判定し(ST 66)、まだならST 65に戻る。ウォーミングアップ終了後に2分が経過したら、ST 67がYESとなり、パワー基底値を25[ms²]、傾きを6[ms²]とする(ST 70, 71)。
15

続いて収束判定(ST 68)を行う。これは、図12に示すゆらぎのパワーの変動特性(ゆらぎのパワーと運動負荷との時間による変化)において、運動負荷の増加に伴いゆらぎのパワーは減少し収束する。このゆらぎのパワーの変動曲線の収束点がATポイントである。ここでは、このATポイントに相当する収束点
20 の判定として、ゆらぎのパワーが予め定めた基準値を下回り、かつ前回のパワー値との差[Power {T (n-1)} - Power {T (n)} : ゆらぎのパワーの変動曲線の傾き]が予め定めた基準値(パワー基底値)以下に達した場合を、収束点と判断する。即ち、収束点と判断できない場合は、判定NOで運動負荷を漸増し(ST 69)、ST 66～ST 68の処理を繰り返す。収束点と判断できたら、
25 算出した負荷値に該当する運動強度を結果として表示器8に表示する(ST 72)。なお、これらのフロー図において、パターン分類に用いたゆらぎのパワーは図6Aに示すとおりであり、分類a～eはゆらぎのパワーでは図6Bに示す位置に該当する。

さて、図8のST 10において、収束点と判断できない場合、即ち最適運動強

度を決定できない場合は、判定N oで、前記設定された Ramp 負荷に従い負荷を漸増し（S T 1 1）、S T 5に戻り、心拍数算出、ゆらぎのパワー算出及び収束判定を続ける。

5 一方、最適運動強度が決定したら、最適運動強度決定の1分前の負荷値を算出し、算出した最適運動強度に該当する運動負荷を結果として表示器8に表示する（S T 1 2）。その表示例は、図1 4 A→1 4 B→1 4 Cに示すように「最適運」、「動強度」、「決定」と、水平スクロールしながら表示した後、図1 5 A、1 5 B、1 5 Cに示すように、運動強度を表示してもよい。ここでは、負荷レベルとして複数段階の「レベル5」を表示する点をベストモードとし〔図1 5 A〕、
10 その他の表示例として「心拍数（拍／分）」〔図1 5 B〕、や「運動負荷」W〔図1 5 C〕として表示する。結果表示後、運動負荷を減少させ、運動者に一定時間（例えば1分間）クールダウンを行わせる（S T 1 3）。その後、運動負荷制御を終了する（S T 1 4）。

15 なお、上記図7及び図8のフロー図では、最適運動強度決定後、クールダウンを行わせてから運動を終了しているが、運動終了とせずに、一旦、負荷を最適運動強度の1／2程度まで減少させ、この軽負荷による運動を1分程度行わせた後、再び最適運動強度まで上昇させ、最適運動強度でのトレーニングモードに入るトレーニングプログラムも可能である。

20 最適運動強度でのトレーニングモードに入るトレーニングプログラムの具体例としては、図1 6 A～1 6 Cに示すように、最適運動強度決定した〔図1 6 Aのa〕後、一旦運動負荷を最適運動強度の1／2程度まで減少させ〔図1 6 Aのb〕、その運動負荷での運動を1分程度行わせた後、再び決定した最適運動強度まで上昇させ〔図1 6 Aのc〕、最適運動強度で制御される運動プログラムを実行する。

25 また、体力レベルを評価する処理も、前記と同様に Ramp 負荷の自動制御を用い、Ramp 負荷運動時における心拍数と負荷値との関係から体力レベルを決定することが可能である。この体力レベルを決定する具体例を図1 7 A～図1 8 Bにより説明する。まず、Ramp 負荷の自動制御を用いた Ramp 負荷運動時（ウォーミングアップ終了以降から、例えば75%HR_{max} まで）に得られた心拍数と運動

負荷の関係〔図 1 7 B〕から、最大予測心拍数 (HR_{max} [b p m]) に値する最大予測運動負荷 (W_{max} [w]) を算出する〔図 1 7 C〕。例示の 7 5 % HR_{max} は、キー入力部 7 より年令が入力されており、内部で $Hl_{max} = 220 - \text{年令}$ を計算し、その 7 5 % の値を心拍数とする Ramp 負荷運動時の時間と傾きから W_{max} [w] を求める。つまり、図 1 7 C に示すように、ウォーミングアップ終了後からの運動負荷と心拍数の関係から、近似直線イを求め、 HR_{max} に対する運動負荷 (W_{max} [w]) を推定する。算出した W_{max} を用い、公知の式を用いて最大酸素摂取量 [l/min] を推定し、体重で割って体重 1 K g 当たりの最大酸素摂取量 [$ml/Kg/min$] を求める。年令・性別による最大酸素摂取量の評価表を用い、推定した最大酸素摂取量から体力レベル、例えば体力レベル 1 (劣る) ~ 体力レベル 6 (非常に優れる) を決定する。決定した体力レベルは、図 1 8 A、1 8 B のように表示される。

図 7 のフロー図の Ramp 負荷自動制御処理 (ST 9) による Ramp 負荷の負荷変動率の決定フロー図の具体例を図 1 9 ~ 図 2 3 に示す。これらフロー図中における各パラメータの記号は、図 6 A に示したものである。また、ここでは、エルゴメータの Ramp 負荷運動時における心拍数の直線的な上昇と、心拍間隔のゆらぎのパワーの指数関数的な減少を標準パターンとして用いたものである。

図 1 9 に示す ST a の処理〔以下の図 1 9 ~ 図 2 3 における ST a、ST b、ST c、ST d、……はウォーミングアップ経過後、1 分、2 分、3 分、……という意味で ST 1、ST 2、ST 3、ST 4、……であるが、図 7 における ST 1、ST 2、ST 3、……と区別するために、ST a、ST b、ST c、ST d、……を用いている〕は、図 1 3 のフロー図に示すようにウォーミングアップ開始から 3 分経過した場合である。ウォーミングアップ終了から 1 分経過後の心拍数 (ST a の HR) を求める。ここで、前記図 7 のフロー図の ST 5 で求めた心拍数 (W_{up} の HR) と ST a の HR を比較し (ST 1 5)、心拍数の上昇が著しい場合は、負荷変動率を緩くする。例えば、心拍数の増加 [$\Delta HR 1 \{ (ST a \text{ の HR}) - (W_{up} \text{ の HR}) \}$] が 1 5 [b p m] より大きい場合は、現在の Ramp 負荷の負荷変動率を 5 [W/min] 減少させ、5 [W/min] とする (ST 1 6)。 $\Delta HR 1$ が 1 5 [b p m] 以下の場合は、負荷変動率を 1 0 [W

／min} のままとする。

図20に示すSTbの処理は、ウォーミングアップ開始から4分経過した場合である。ウォーミングアップ終了から2分経過後の心拍数(STbのHR)とゆらぎのパワー(P2min)を求める(ST21)。ここで、前記WupのHRとSTbのHRを比較し(ST22)、心拍数の上昇が著しい場合は、負荷変動率を緩くする。また、心拍数の上昇が小さく、ゆらぎのパワーの減少率がWupと比べて小さい場合は、負荷変動率を大きくする。例えば、心拍数の増加[$\Delta HR2 \{ (STbのHR) - (WupのHR) \}$]が20[bpm]より大きい場合は、現在の Ramp 負荷の負荷変動率を5[W/min]減少させ、5[W/min]とする(ST24)。但し、現在の負荷変動率が5[W/min]以下であれば(ST23)、現在の負荷変動率のままとする。

一方、 $\Delta HR2$ が5[bpm]未満で(ST25)、ゆらぎのパワーがWupのパワーの2/3よりも大きい場合は(ST26)、ゆらぎのパワーの減少率が小さいとみなし、現在の負荷変動率を5[W/min]増加させ、現在の負荷変動率が5[W/min]のときは10[W/min]とし、10[W/min]のときは15[W/min]とする(ST27)。ST22、ST25がいずれもNOの場合は、現在の負荷変動率のままとする。

図21及び図22に示すSTcの処理は、ウォーミングアップ開始から5分経過した場合である。ウォーミングアップ終了から3分経過後の心拍数(STcのHR)とゆらぎのパワー(P3min)を求める(ST31)。ここで、1分前の前記STbのHRとSTcのHRを比較し(ST32)、心拍数の上昇が著しい場合は、負荷変動率を緩くする。また、心拍数の上昇が小さく、ゆらぎのパワーの減少率がWupと比べて小さい場合は、負荷変動率を大きくする。例えば、心拍数の増加[$\Delta HR3 \{ (STcのHR) - (STbのHR) \}$]が15[bpm]より大きい場合は、現在の Ramp 負荷の負荷変動率を5[W/min]減少させる。例えば、現在の負荷変動率が15[W/min]の時は10[W/min]とし、10[W/min]の時は5[W/min]とする(ST34)。但し、現在の負荷変動率が10[W/min]未満であれば(ST33)、現在の負荷変動率のままとする。

一方、ゆらぎのパワーの絶対値が500 [ms²] 以上と大きい場合 (ST 35)、或いは ΔHR_3 が5 [bpm] 未満で (ST 38)、ゆらぎのパワーがWupのパワーの1/2よりも大きい場合は (ST 39)、ゆらぎのパワーの減少率が小さいとみなし、いずれも現在の負荷変動率を5 [W/min] 増加させ、
5 現在の負荷変動率が5 [W/min] のときは10 [W/min] とし、10 [W/min] のときは15 [W/min] とする (ST 37, ST 41)。但し、前者及び後者の場合、いずれも現在の負荷変動率が15 [W/min] 以上のときは (ST 36, ST 40)、現在の負荷変動率のままとする。また、ST 32、ST 35、ST 38がいずれもNOの場合も、現在の負荷変動率のままとする。
10

図23に示すST dの処理は、ウォーミングアップ開始から6分経過以降の場合である。例えば、ウォーミングアップ終了から4分経過後の心拍数 (ST 4のHR) (図面中のST “*” はウォーミングアップ終了からの時間経過により分数値を適用することになる。ここでは、ウォーミングアップ終了から4分経過の
15 例であるので、ST “d” [d=4] となる) と、ゆらぎのパワー (P 4 min) (同じ理由から図面中のP “*” minで、ここでは*=4となる) を求める (ST 51)。ここで、ゆらぎのパワーの絶対値が500 [ms²] 以上と大きい場合は (ST 52)、ゆらぎのパワーの減少率が小さいとみなし、現在の負荷変動率を5 [W/min] 増加させ、現在の負荷変動率が5 [W/min] の
20 ときは10 [W/min] とし、10 [W/min] のときは15 [W/min] とする (ST 55)。但し、現在の負荷変動率が20 [W/min] 以上のときは (ST 54)、現在の負荷変動率のままとする。

一方、1分前の前記ST cのHRとST dのHRを比較し (ST 53)、心拍数の上昇が著しい場合 (NOの場合) は、負荷変動率をそのままとする。例えば、
25 心拍数の増加 [$\Delta HR_4 \{ (ST d \text{ の } HR) - (ST c \text{ の } HR) \}$] が5 [bpm] 以上の場合は、現在の負荷変動率のままとする。ST 53の判定がYesで、ゆらぎのパワーの絶対値が予め設定してあるパワー基底値 (Pbase) よりも大きい場合は (ST 56)、現在の負荷変動率を5 [W/min] 増加させ、現在の負荷変動率が5 [W/min] のときは10 [W/min] とし、10 [W/min]

i n] のときは15 [W/min] とする (ST58)。但し、現在の負荷変動率が20 [W/min] 以上のときは (ST57)、現在の負荷変動率のままとする。ST52、ST53の判定がいずれもNoの場合は、現在の負荷変動率のままとする。

- 5 このように、ウォーミングアップ終了から4分経過した以降は、同様の方法で、1分毎に心拍数と心拍間隔のゆらぎのパワーを算出し、心拍数に関しては、1分前の値からの上昇値を検討し、心拍間隔のゆらぎのパワーに関しては、絶対値の大きさから判断し、それらの結果に基づいて Ramp 負荷の負荷変動率を変更していく。但し、ここでは Ramp 負荷の下限は5 [W/min]、上限は20 [W/min] としており、5 [W/min] より小さく、20 [W/min] より大きく設定されないようにしている。
- 10

- 以上のように、各人に対して正確な体力レベル及び最適な運動強度を決定でき、各個人の体力に応じた適切な Ramp 負荷を提供できる。また、運動開始前に年齢・性別・体重などの個人情報を入力する必要がなく、入力する手間も掛からず、
- 15 使い勝手が向上する。

- 実際に、上記のような運動機器（エルゴメータ）を用い、Ramp 負荷の自動制御を行い、最適運動強度を決定したデータを図24及び図25に示す。図24は、28歳の男性データを示し、体力レベルが高めの被験者である。この場合、Ramp 負荷の負荷変動率は、ウォーミングアップ終了後の最初は10 [W/min] に
- 20 固定されているが、途中で15 [W/min] になり、さらに20 [W/min] に変更されている。また、ゆらぎのパワーの収束点は8.75minで決定されている。

- 一方、図25は、23歳の女性データを示し、体力レベルは普通の被験者である。Ramp 負荷の負荷変動率は、ウォーミングアップ終了後の最初から10 [W/min] に設定されたままであり、以後変更されていない。ゆらぎパワーの収束点は6.75minで決定されている。図24、図25において、ゆらぎのパワーの収束点の位置から点線で垂直方向に補助線を引いているが、その補助線と心拍数 (bpm) の曲線 (折れ線) との交点は、心拍数で示した最適運動強度の値を示し、補助線と運動負荷 [w] の曲線 (折れ線) との交点を運動負荷で示し
- 25

た最適運動強度の値である。

なお、上記実施形態に係るフロー図は、生理信号として、心拍数と心拍間隔のゆらぎのパワーを用いたが、心拍数の代わりに拍動信号により得られる脈拍数でもよい。また、心拍間隔のゆらぎのパワーの代わりに心拍間隔のゆらぎのエントロピーでもよい。或いは、生理信号として、心拍数変動スペクトルのパワーを用いてもよい。さらに、上記フロー図は、漸増負荷を求めるものであるが、漸減負荷を求める場合も基本的に同様である。

(2) 第2実施例

以下、本発明を第2の実施の形態について説明する。

第2実施例においても自転車エルゴメータの外観図や回路構成や心電信の検出方法等は第1実施例と同様であるのでその説明は省略する。

第2実施例では、心電センサや脈拍センサで検出された運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンが判別され、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度が決定され、決定された運動強度に応じてペダル14を漕ぐ強度が変化するようにエルゴメータが制御される。

次に、生理信号の変動パターンを判別する方法について具体的に説明する。ここでは、生理信号として第1実施例で説明したゆらぎのパワーを使用する。このPower データを、第1実施例と同様に30秒間の平均値を15秒間隔で算出し、運動負荷の増加に対するゆらぎのパワーの変動特性を求める。このゆらぎのパワーの変動特性を図26A、26B及び図27A、27Bに示す。図26Aは健常者にみられる標準的なパターン（パターンa）を示す。これによると、健常者では、或る負荷強度を越えると、ゆらぎのパワーが指数関数的に低下することが分かる。

一方、図26B及び図27A、27Bは、運動時における心拍間隔のゆらぎのパワーの変動パターンが健常者にみられる標準的なパターンaと異なる例を示す。図26Bのパターン（パターンb）は、パターンaに比べゆらぎのパワーの絶対値が比較的小さい場合である。パターンbは糖尿病患者や肥満者にもみられるが、健常者にもみられるパターンである。図27Aのパターン（パターンc）は、パターンaに比べゆらぎのパワーの絶対値が顕著に小さく、しかも運動強度の増加

に対するゆらぎのパワーの変動が殆ど得られない場合である。パターンcは糖尿病患者にみられるパターンであり、肥満者にも多くみられる。図27Bのパターン（パターンd）は、或る運動強度でゆらぎのパワーが激減しており、パターンaのように運動強度の増加に従いゆらぎのパワーが指数関数的に減少する傾向があるのとは異なる。パターンdは高血圧者にみられたパターンである。

このように、ゆらぎのパワーの変動パターンは、健常者とそうでない者との間に大きな違いがある。従来は、例えば減量プログラムの運動強度は予測最大心拍数の65%程度と一律に決められているが、糖尿病や高血圧症などの疾患においては、健常者より軽度の運動強度から運動を行うことが望ましいと報告されている。そこで、上記変動パターンの分類を行うことにより、健常者にみられる標準的なパターンaには、運動強度を予測最大心拍数の65%に決定するが、糖尿病患者にみられるパターンcに対しては、予測最大心拍数の65%より低めの運動強度に決定することが好ましいのである。

上記変動パターンの分類を行うことにより、健常者にみられる標準的なパターンa、bには、上記方法により決定した運動強度を決定するが、パターンcに対しては、運動開始時（ウォーミングアップ時）から健常者の収束状態にあるため、最も軽い運動強度、例えばウォーミングアップ程度の運動強度を決定することとする。また、パターンdに対しては、或る運動強度でゆらぎのパワーが激減しているため、例えば激減する直前の運動強度を運動強度として決定する。

次に、運動強度を決定する具体的な処理の一例を図28～図33のフロー図に示す。即ち、図28～図33のフロー図は、ゆらぎのパワーの算出後、変動パターンを判別し、判別したパターンに応じた運動強度を決定する処理の一例を示すものである。

図28において、第1実施例の図1のキー入力装置7の測定開始キーが押されると、測定が開始され第1実施例の図7と同様の処理が開始される。まずステップST101で、心電センサ1で心電信号を検出し、心電センサ1からの信号が或る一定レベルになるようにキャリブレーション動作を行う（ST102）。このキャリブレーション動作は、CPU6からの信号により、アンプ4でゲインを調整することで行われる。キャリブレーション終了後、表示器8に“測定開始”

を表示し（ST103）、負荷装置9の運動負荷制御を開始する（ST104）。この制御としては、例えば初期負荷値20〔w〕で2分間ウォーミングアップを行った後に、毎分15〔w〕のRamp負荷を与える。

5 次いで、心電信号のピーク値を検出し、前記算出式（1）よりゆらぎのパワーを算出する（ST105）。算出したゆらぎのパワーに基づいてパターン判定を行う（ST106）。

パターン判定処理は、図32に示すフロー図のように行う。つまり、ウォーミングアップ時のゆらぎのパワーの絶対値の大きさ及び運動負荷の増加に対するゆらぎのパワーの減少率を用いて、パターンa～dに判別する。パターン判定及び
10 ゆらぎのパワーの収束点を決定できない間は、ST107の判定がNoとなり、運動負荷を漸増し（ST108）、ST105～ST107の処理を繰り返す。

パターンを判定すると、パターンに応じた運動強度を決定する。即ち、パターンa又はパターンbであれば運動強度a、bを、パターンcであれば運動強度cを、パターンdであれば運動強度dをそれぞれ決定する。ST107で運動強度
15 を決定したら、その結果を表示器8に表示する（ST109）。表示内容は、パターンに応じた運動強度での心拍数〔bpm〕、運動負荷〔W〕、運動負荷に対する強度表示などである。その表示例は図29A、29B、29Cのように、表示部の液晶表示器に「最適運」、「動強度」、「決定」と画面内を水平スクロールしながら表示する。その後、図30Aのように、心拍数表示による運動強度を
20 表示することで、被験者のその時の最適な運動強度を知らせることができるようになる。なお、図30Aの心拍数による運動強度以外に、図30B、図30Cのように、運動負荷〔w〕、あるいは運動強度の運動負荷に対するレベルを複数の段階中のどの段階であるかにより、知らせることができる。結果表示後、運動負荷を減少させ、運動者に所定時間（例えば1分間）クールダウンを行わせ
25 （ST110）、運動負荷を終了する（ST111）。

決定された運動強度は、そのままCPU6内の記憶領域に記憶されており、次に負荷装置を用いて運動を行う時には、記憶されている前記決定された運動強度で運動をさせることができる。

運動強度決定後、決定された運動強度で引き続き運動プログラムが実施される。

このプログラムの具体例としては、第1実施例の図16A～16Cと同様に行なう。図31Aで示すように、最適運動強度決定後、一旦、運動負荷を最適運動強度の1/2程度まで減少させ（図31のb）、その運動負荷での運動を1分程度行わせた後、再び決定した最適運動強度まで上昇させ（図31のc）、最適運動強度で制御される運動プログラムを実行する。

また、ここでの例は、パターンdの場合であるが、それ以外のパターンa～cに対しても同様に、被験者に最適と決定された運動強度での運動プログラムが同じように実行される。前述では、運動強度を決定した後は、その結果を表示器8に表示し、クールダウンに入るようにしていた。それ以外に、運動強度を決定した後は、結果を表示器8に表示し、クールダウンのステップに入らずに、そのまま決定された運動負荷に制御しながら運動させることも可能である。又は、決定された運動強度に基づいて、各種運動プログラムである減量プログラムや体力増強プログラムや運動不足解消プログラムを実行させることが可能になる。決定された運動強度は、その決定された時の個人個人の体調や自律神経の状態に合った最適な運動強度であるため、適切な運動強度での運動ができる。

図32のフロー図における運動強度a, b (ST125)は、図33に示すように決定する。まず、ゆらぎのパワーの収束点を決定できるかどうか判別し (ST131)、判別できないときはリターンし、判別できるときはゆらぎのパワーの収束点に対応する運動負荷を運動強度とする (ST132)。この場合の決定方法は、図34Cに示すように、収束点を決定し、その収束点での運動負荷を参照し [図34A]、この運動負荷をその人の運動強度と決定する。運動強度c (ST26)は、図35に示すように、ウォーミングアップ時の運動強度（ここでは前記20 [w]）とする (ST133)。即ち、パターンcの場合は、図36に示すように、ウォーミングアップ終了時点の運動負荷をその人の運動強度とする。運動強度d (ST127)は、図37に示すように決定する。まず、ゆらぎのパワーの収束点を決定できるかどうか判別し (ST134)、判別できないときはリターンし、判別できるときは図38に示すように、ゆらぎのパワーが激減する直前に対応する運動負荷を運動強度とする (ST135)。

なお、パターンcに関して、上記フロー図の例ではウォーミングアップ時の運

動負荷は一定（20[W]）としていたため、運動強度 $c \leq 20$ [W] に決定したが、年齢などの個人情報によりウォーミングアップ時の運動負荷設定値を変えて運動した場合は、それに応じて運動強度 c の設定値を分けて決定してもよい。

その一例のフロー図を図39に示す。図39のフロー図では、まずキー入力装置7により入力された運動者の年齢が60歳以上であるか否か判定し（ST136）、60歳よりも低年齢ならば、次に体重が40kg以下であるか否か判定し（ST137）、40kgよりも重いときは、更に80kg以下であるか判定する（ST138）。そして、体重が80kgよりも重いときは、運動強度を20[w] に決定する（ST140）。

一方、年齢が60歳以上である場合、体重が40kg以下である場合は、運動強度を15[w] に決定する（ST141）。また、ST38で体重が80kg以下であるときは、男性か女性か判定し（ST139）、男性の場合は運動強度を20[w] に、女性の場合は運動強度を15[w] に決定する。

図28のフロー図におけるST9の結果表示は、図40に示すような表示器8の表示部で行われる。この表示部はLCDで構成され、上段にプログラム表示マーク領域50、データ表示領域51、単位表示領域52及びプログラム表示マーク領域53を有し、下段にグラフィック表示領域54を有する。

この表示部による具体的な表示例は、図41A、41Bに示すとおりである。図41Aでは、パターンaと判定されて運動強度（運動レベル）が「5」に設定された場合であり、図41Bでは、パターンbと判定されて運動強度が「2」に設定された場合である。いずれも、下段のグラフィック表示領域54に運動強度、ゆらぎのパワーのパターンが水平左方向にスクロールされながら表示される。

上記実施形態は、運動負荷時における生理信号（生理信号としては心電信号又は拍動信号の他に、心拍数変動スペクトルのパワーの変動値でもよい）の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度を決定する方法に係るものであるが、同様に心拍ゆらぎの変動パターンを判別することで、運動者の健康状態を判別することができる。つまり、ゆらぎのパワーの変動パターンが例えば前記パターンa～dのいずれに該当するのかを判定することで、運動者が健常者か、或いは糖尿病又は高血圧の傾向があるのかどうかを判別できる。従

って、ゆらぎのパターンを図42A、42Bに示すように出力表示すれば、自分の健康状態を知ることが可能となる。また、心拍間隔のゆらぎのパワーの代わりに、心拍間隔のゆらぎのエントロピーを用いてもよい。

この健康状態を判別する処理の一例を図43及び図44のフロー図に示す。このフロー図は、標準的なパターンの運動レベルの決定に用いる収束点の決定方法を示すものである。ST51～ST55までの処理は、図28のST1～ST5と同様である。即ち、図1のキー入力装置7の測定開始キーが押されると、測定が開始される。まず、心電センサ1で心電信号を検出し(ST151)、心電センサ1からの信号が或る一定レベルになるようにキャリブレーション動作を行う(ST152)。このキャリブレーション動作は、CPU6からの信号により、アンプ4でゲインを調整することで行われる。キャリブレーション終了後、表示器8に“測定開始”を表示し(ST153)、負荷装置9の運動負荷制御を開始する(ST154)。この運動負荷制御としては、例えば初期運動負荷20[w]で2分間ウォーミングアップを行った後に、毎分15[w]のRamp負荷を与える。

次いで、心電信号のピーク値を検出し、前記算出式(1)よりゆらぎのパワーを算出する(ST155)。算出後、ウォーミングアップ時の2分が経過したかどうか判定し(ST156)、まだならST155に戻る。ウォーミングアップ終了後に2分が経過したら、ST157がYesとなり、パワー基底値を25[ms²]、傾きを6[ms²]とする(ST60, 61)。

続いて収束判定(ST158)を行う。これは、図45に示すゆらぎのパワーの変動特性(ゆらぎのパワーと運動負荷との時間により変化)において、運動負荷の増加に伴いゆらぎのパワーは減少し収束する。このゆらぎのパワーの変動曲線の収束点がATポイントである。ここでは、このATポイントに相当する収束判定として、ゆらぎのパワーが予め定めた基準値を下回り、かつ前回のパワーとの差[Power{T(n-1)}-Power{T(n)}:ゆらぎのパワーの変動曲線の傾き]が予め定めた基準値(パワー基準値)以下に達した場合を収束点と判断する。即ち、収束点と判断できない場合は、判定NOで運動負荷を漸増し(ST159)、ST155-ST158の処理を繰り返す。収束点と判断できたら、

算出した負荷値に該当する運動強度を結果として表示器 8 に表示する (S T 1 6 2)。結果表示後、運動負荷を減少させ、運動者に一定時間 (例えば 1 分間) クールダウンを行わせる (S T 1 6 3)。その後、運動負荷制御を終了する (S T 1 6 4)。

- 5 次に、ゆらぎのパワーの変動パターン判別処理の一例を、図 4 8 ～図 5 9 のフロー図に詳細に示す。ここでは、例えばウォーミングアップ時におけるゆらぎのパワーの平均値、ウォーミングアップ終了から 2 分後、3 分後、4 分後、5 分後の各パワーを用いてパターンの判別を行う。なお、それらのフロー図において、パターン分類に用いたゆらぎのパワーの値は図 4 6 に示すとおりであり、分類 a
- 10 ～ e はゆらぎのパワーでは図 4 7 に示す位置に該当する。また、フロー図中のパターンに関する記号は図 2 6 に示し、パターン a ～ j はそれぞれ図 6 0 A ～図 6 3 に示すパターンである。

請求の範囲

1. 運動負荷可変の運動負荷手段（９）と、この運動負荷手段（９）による運動中に生理信号を非侵襲で測定する生理信号測定手段と、運動中に得られた生理信号に基づいて漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率を決定する負荷決定手段（６）とを備え、前記運動負荷手段（６）は、負荷決定手段（６）で決定された漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率に基づいて運動負荷を変更する運動機器。
2. 前記生理信号は、心電信信号又は拍動信号である請求項 1 記載の運動機器。
3. 前記生理信号は、心電信信号により得られた心拍間隔のゆらぎである請求項 1 記載の運動機器。
4. 前記心拍間隔のゆらぎは、心拍間隔のゆらぎのパワーである請求項 3 記載の運動機器。
5. 前記心拍間隔のゆらぎは、心拍間隔のゆらぎのエントロピーである請求項 3 記載の運動機器。
6. 前記生理信号は、心拍数変動スペクトルのパワーである請求項 1 記載の運動機器。
7. 前記生理信号は、少なくとも心電信信号により得られた心拍数又は拍動信号により得られた脈拍数と、心電信信号により得られた心拍間隔のゆらぎとの両方である請求項 1 記載の運動機器。
8. 前記心拍間隔のゆらぎは、心拍間隔のゆらぎのパワーである請求項 7 記載の運動機器。
9. 前記心拍間隔のゆらぎは、心拍間隔のゆらぎのエントロピーである請求項 7 記載の運動機器。
10. 前記生理信号は、少なくとも心電信信号により得られた心拍数又は拍動信号により得られた脈拍数と、心拍数変動スペクトルのパワーとの両方である請求項 1 記載の運動機器。
11. 運動中に生理信号を非侵襲で測定する生理信号測定手段（１）と、運動中に得られた生理信号に基づいて漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率を決定する負荷決定手段（６）と、この負荷決定手段（６）で決定された漸増負荷又は漸減負

荷の負荷変動率に従い、漸増又は漸減負荷運動時における運動負荷と心拍数との関係から体力レベルの評価を行う体力レベル評価手段（６）とを備える、体力レベル評価装置。

５ １２．運動中に生理信号を非侵襲で測定する生理信号測定手段（１）と、運動中に得られた生理信号に基づいて漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率を決定する負荷決定手段（６）と、この負荷決定手段（６）で決定された漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率に従い、漸増又は漸減負荷運動時における運動負荷と心拍間隔のゆらぎとの関係から最適な運動強度の決定を行う運動強度決定手段（６）とを備える、運動強度決定装置。

１０ １３．前記心拍間隔のゆらぎは、心拍間隔のゆらぎのパワーである、請求項１２記載の運動強度決定装置。

１４．前記心拍間隔のゆらぎは、心拍間隔のゆらぎのエントロピーである、請求項１２記載の運動強度決定装置。

１５ １５．運動中に生理信号を非侵襲で測定する生理信号測定手段（１）と、運動中に得られた生理信号に基づいて漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率を決定する負荷決定手段（６）と、この負荷決定手段（６）で決定された漸増負荷又は漸減負荷の負荷変動率に従い、漸増又は漸減負荷運動時における運動負荷と心拍数変動スペクトルのパワーとの関係から最適な運動強度の決定を行う運動強度決定手段（６）とを備える、運動強度決定装置。

２０ １６．負荷値可変の運動負荷手段（９）と、請求項１１、請求項１２又は請求項１５記載のいずれかの装置とを備え、前記運動負荷手段（９）は、前記体力レベル評価装置で得られた体力レベル又は前記運動強度決定装置で得られた運動強度に基づいて運動負荷を変更する運動機器。

２５ １７．運動負荷時に生理信号を非侵襲で測定し、得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度を決定する運動強度の決定方法。

１８．前記運動負荷時における生理信号の変動パターンの判別は、ウォーミングアップ時、及び運動負荷の増大に伴った予め決定した時間間隔、或いは運動負荷値間隔毎の生理信号の変化率に基づいてパターン判別する請求項１記載の運動強

度の決定方法。

19. 前記生理信号は、心電信信号又は拍動信号である請求項1記載の運動強度の決定方法。

5 20. 前記生理信号は、心電信信号により得られた心拍間隔のゆらぎである請求項17記載の運動強度の決定方法。

21. 前記心拍間隔のゆらぎは、心拍間隔のゆらぎのパワーである請求項4記載の決定方法。

10 22. 前記変動パターンに応じた適切な運動強度の決定は、変動パターンに応じた演算方法を用いる請求項17、請求項18、請求項19又は請求項20記載の運動強度の決定方法。

23. 負荷可変の負荷装置(9)と、生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段(1)と、この生理信号測定手段(1)で得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに応じた適切な運動強度を決定する運動強度決定手段(6)とを備え、前記負荷装置(9)の負荷は、運動強度決定手段(6)で決定された運動強度に相当する負荷に設定される運動機器。

15

24. 負荷可変の負荷装置(9)と、生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段(1)と、この生理信号測定手段で得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに従って健康状態を判別する健康状態判別手段(6)とを備える運動機器。

20

25. 前記生理信号は、心電信信号により得られた心拍間隔のゆらぎである請求項23又は請求項24記載の運動機器。

26. 生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段(1)と、運動負荷時に前記生理信号測定手段(1)により得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別する変動パターン判別手段(6)と、この変動パターン判別手段(6)により判別した変動パターンを出力する出力手段(6)とを備える健康状態判別支援装置。

25

27. 前記生理信号は、心電信信号により得られた心拍間隔のゆらぎである請求項

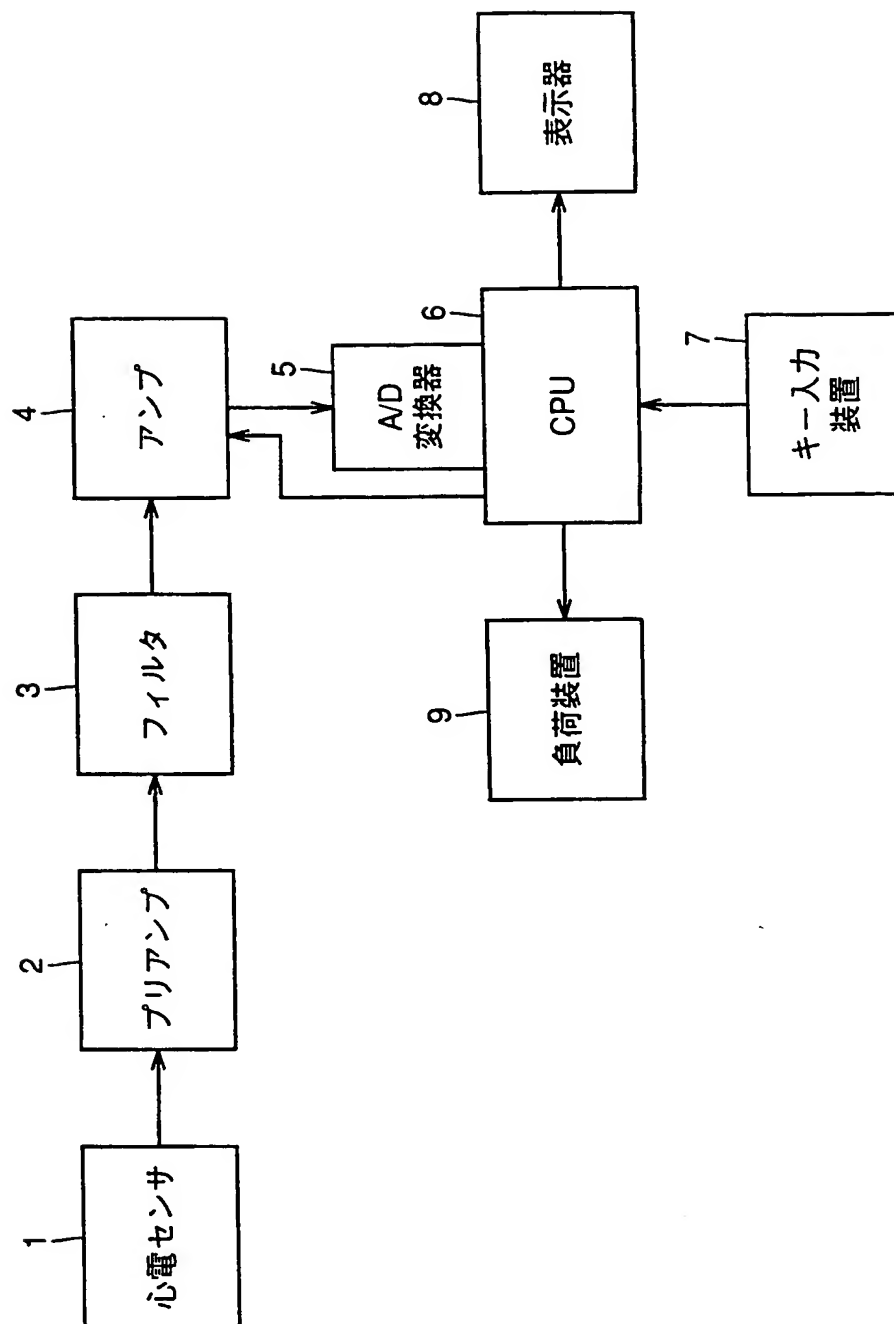
26記載の健康状態判別支援装置。

28. 生理信号を非侵襲で経時的に測定する生理信号測定手段(1)と、この生理信号測定手段(1)で得られた運動負荷変化に対する生理信号に基づいて、運動負荷時における生理信号の変動パターンを判別し、判別した変動パターンに従って健康状態を判別する健康状態判別手段(6)と、この健康状態判別手段で判別された健康状態を出力する出力手段とを備える測定装置。

29. 前記生理信号は、心電信号により得られた心拍間隔のゆらぎである請求項28記載の測定装置。

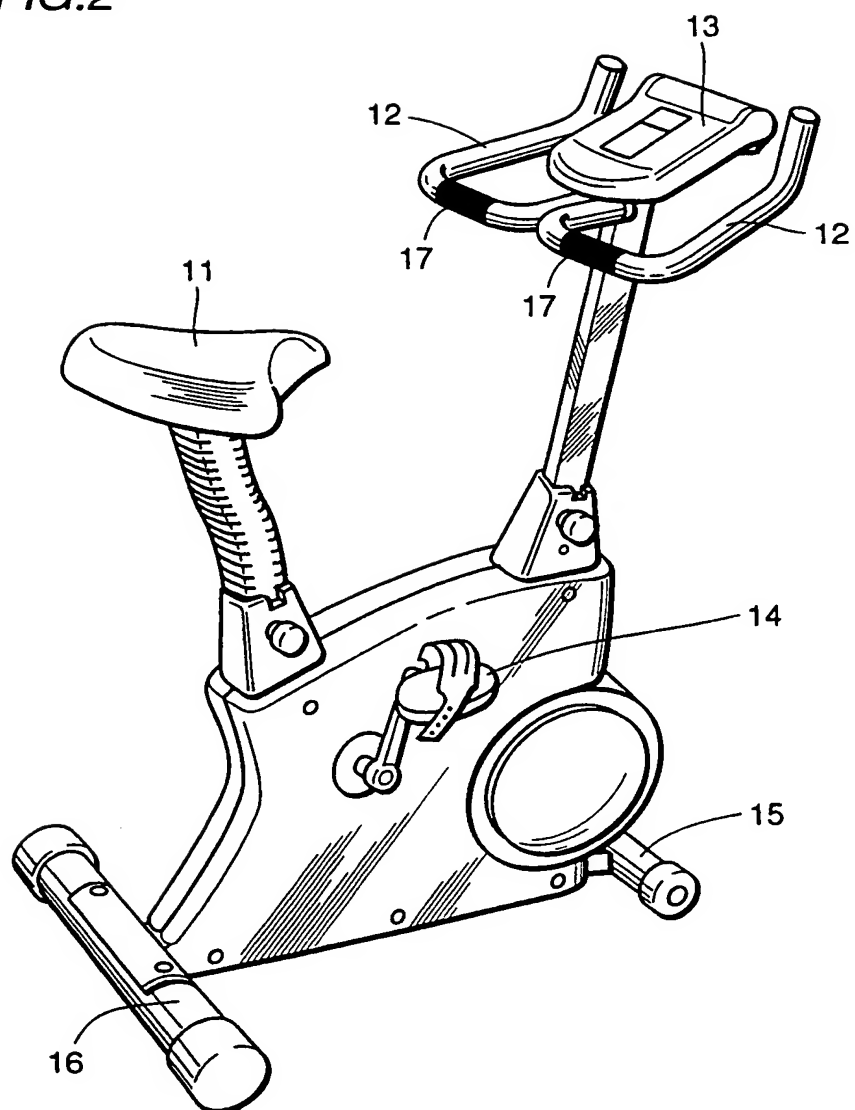
THIS PAGE BLANK (UCP#8)

FIG.1



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.2



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.3

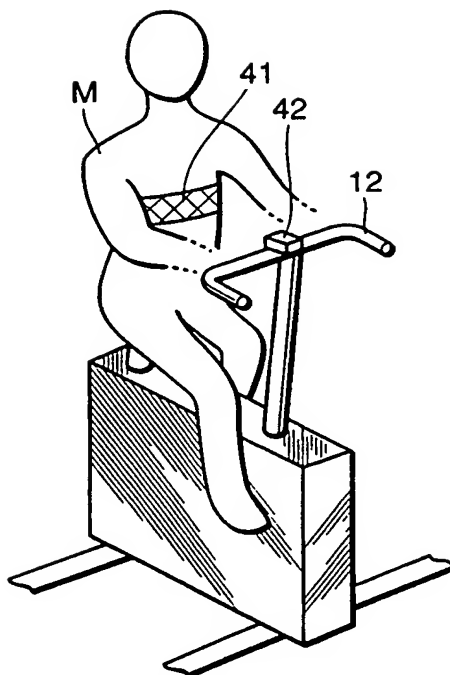
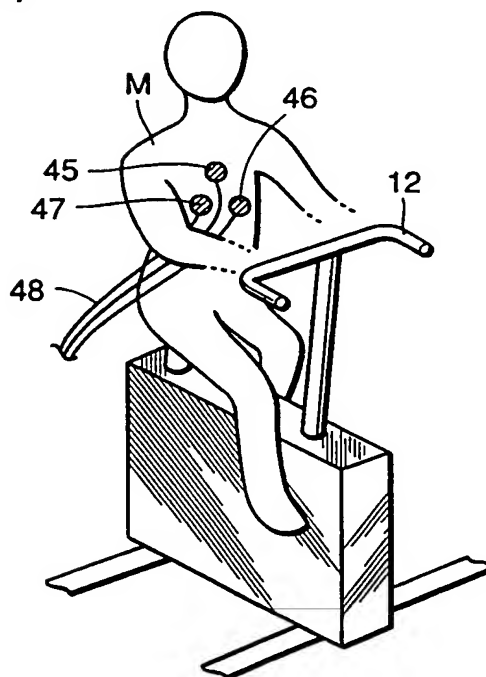
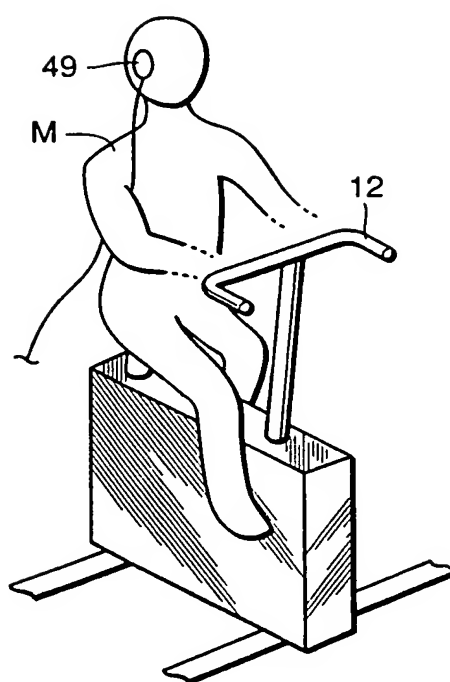


FIG.4



THIS PAGE BLANK (U8PTC,

FIG.5

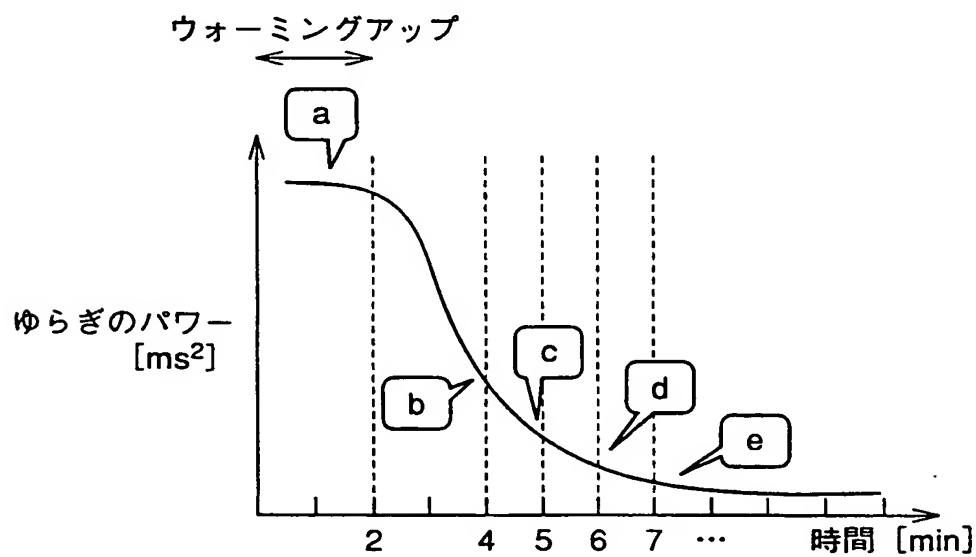


THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.6A

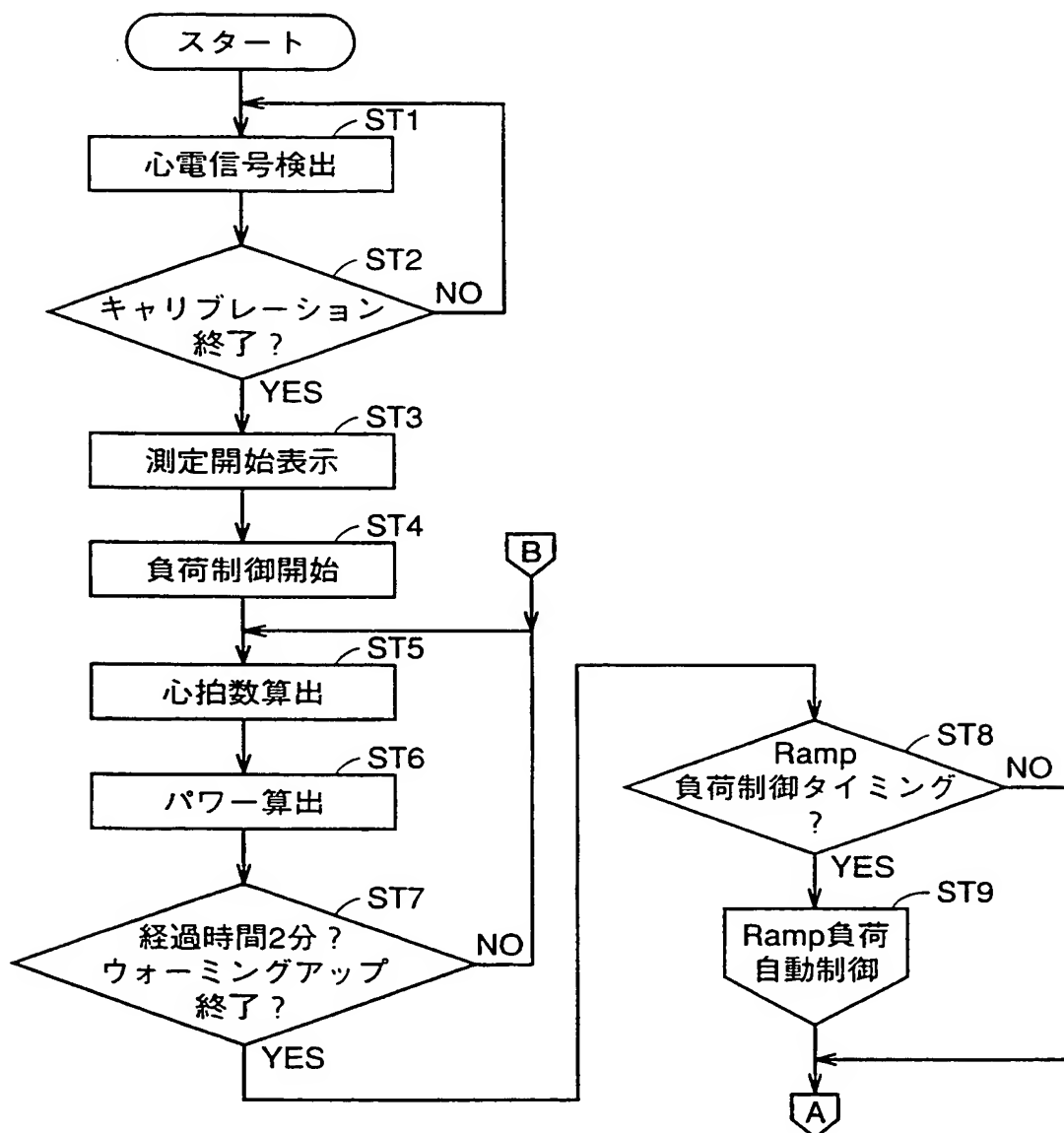
	Ramp負荷自動制御に用いたゆらぎパワーの値	フローチャートの記号
a	ウォーミングアップ1分経過後から1分間の平均値	Wup
b	ウォーミングアップ終了から2分後の値	P2min
c	ウォーミングアップ終了から3分後の値	P3min
d	ウォーミングアップ終了から4分後の値	P4min
e	ウォーミングアップ終了から5分後の値	P5min
⋮	⋮	⋮

FIG.6B



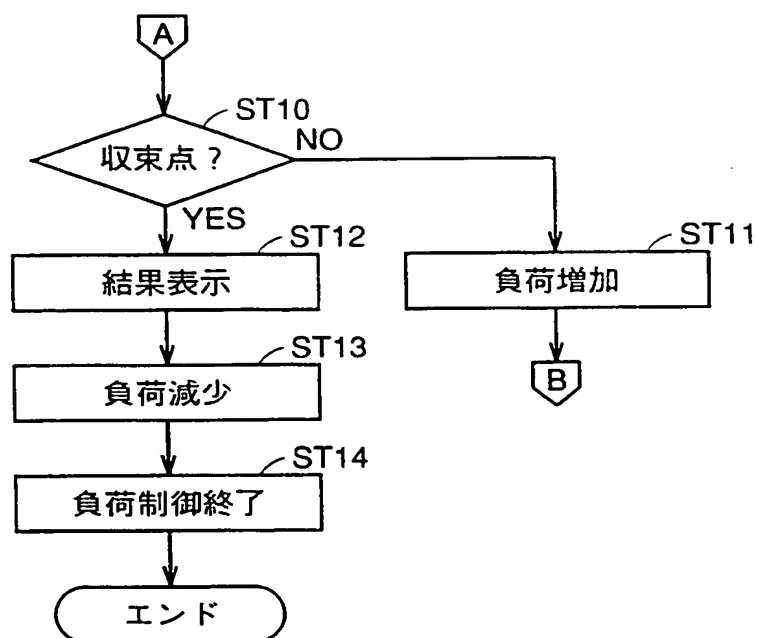
THIS PAGE BLANK (U3)

FIG.7



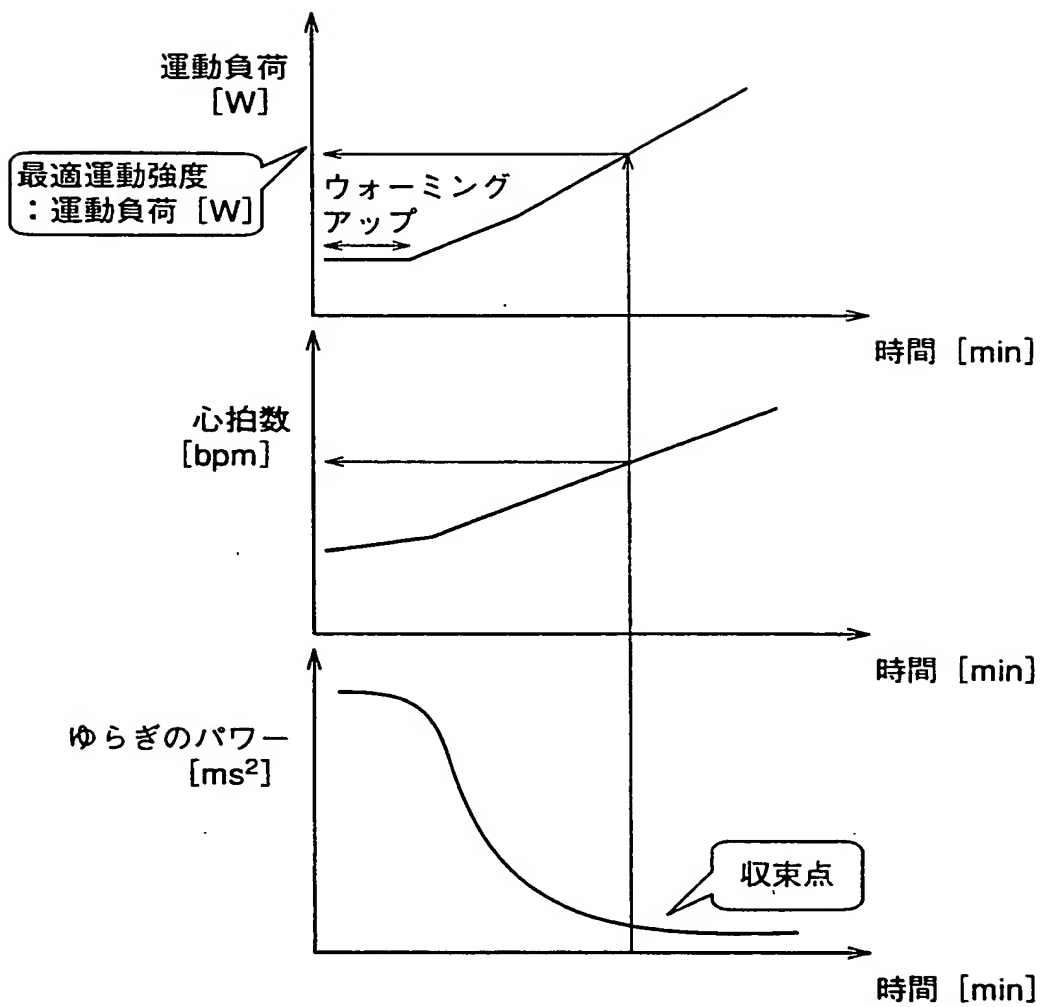
THIS PAGE BLANK (JEDT)

FIG.8



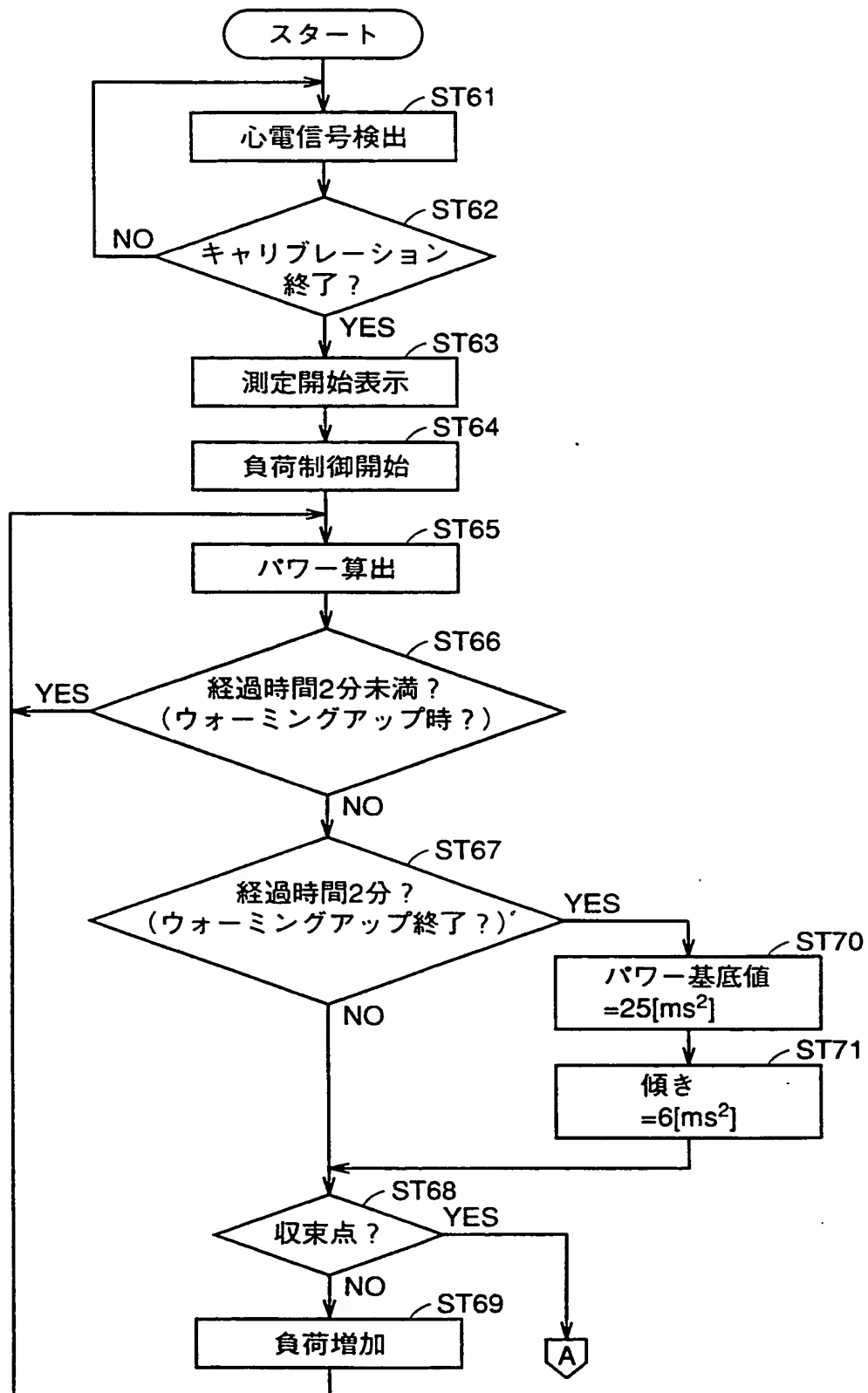
THIS PAGE BLANK (USE)

FIG.9



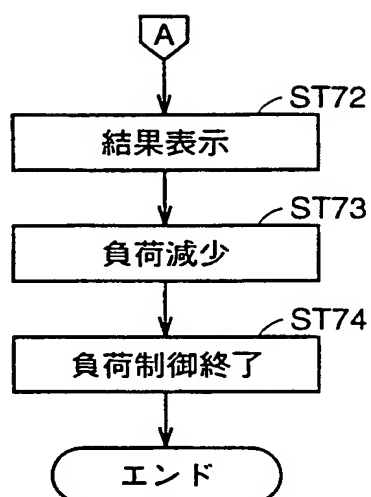
THIS PAGE BLANK (US)

FIG. 10



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG. 11



THIS PAGE BLANK (USPTO

FIG. 12A

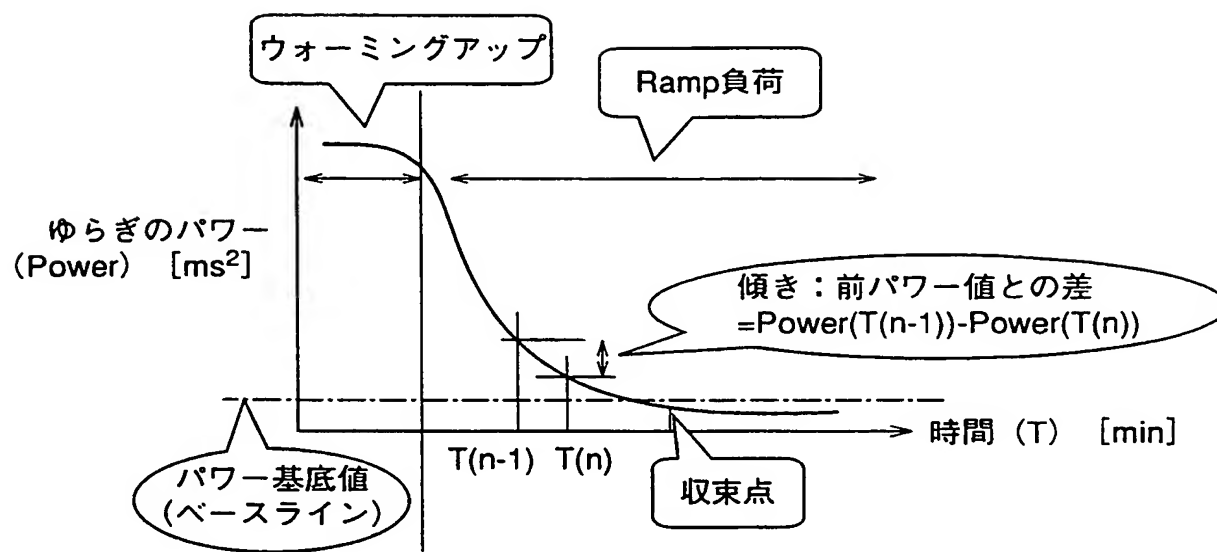
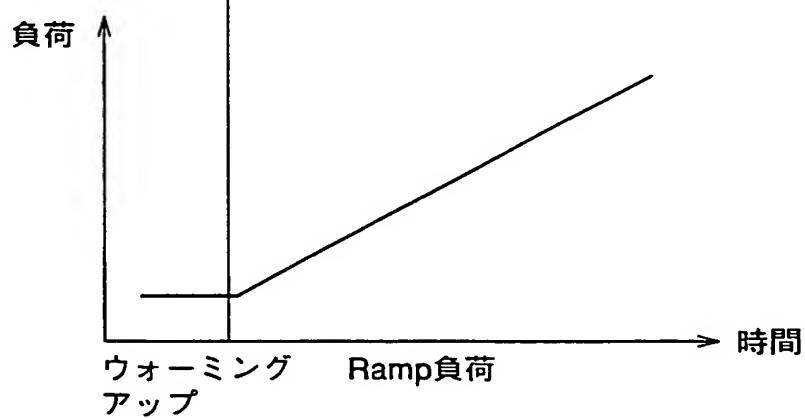
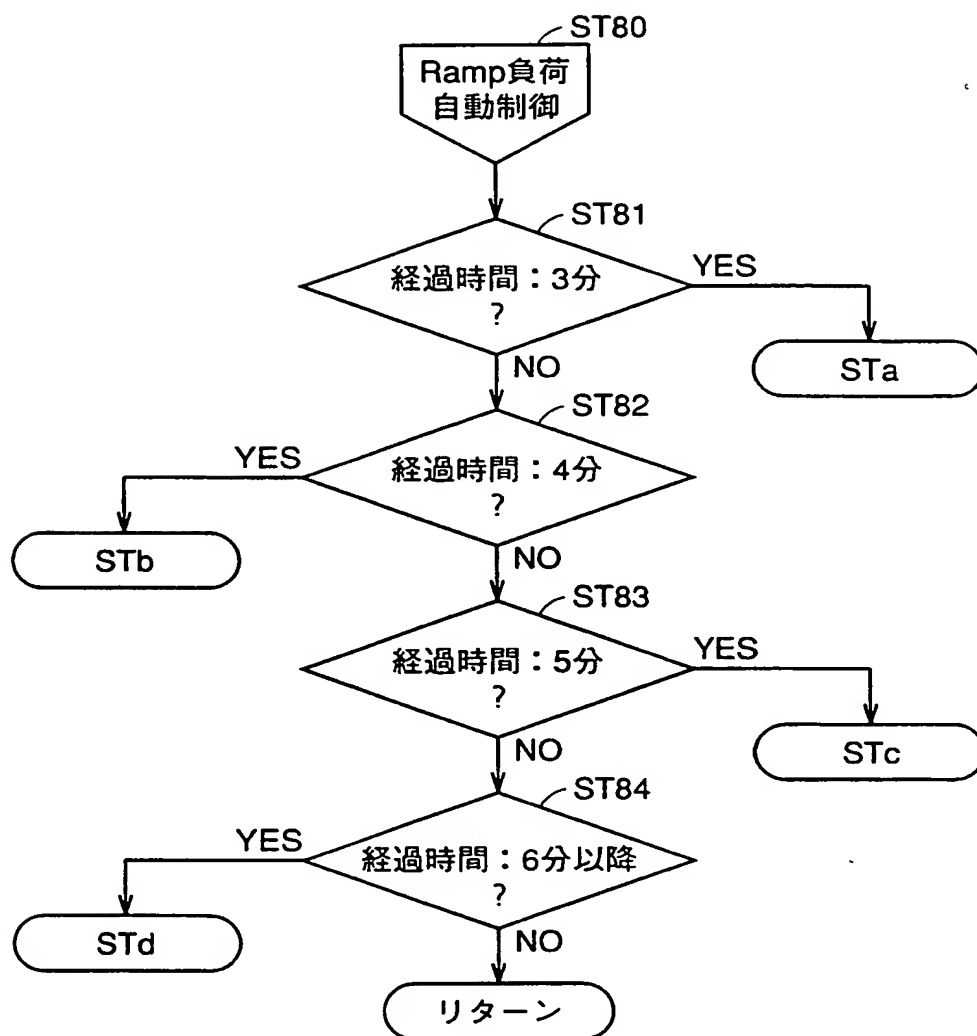


FIG. 12B



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG. 13



THIS PAGE BLANK (U.S. 100)

FIG. 14A

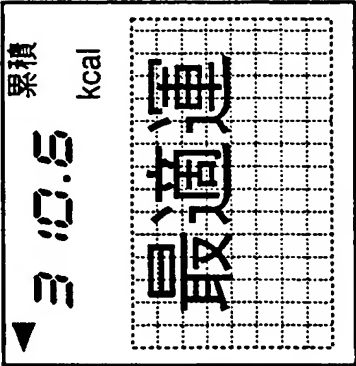


FIG. 14B

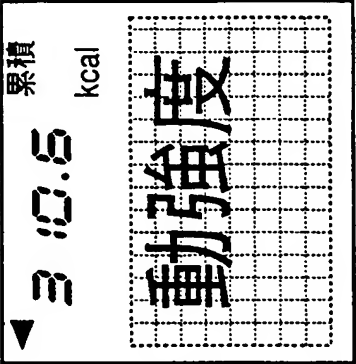
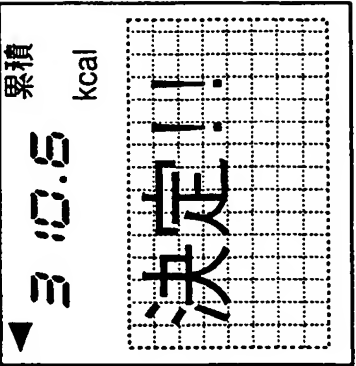


FIG. 14C



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG. 15A

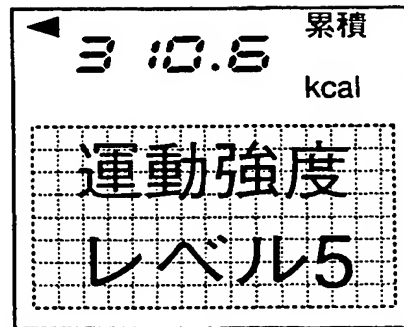


FIG. 15B

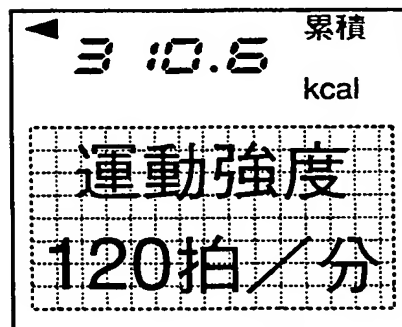
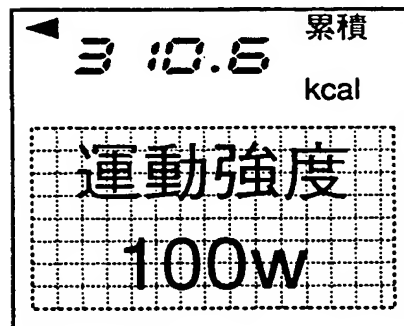


FIG. 15C



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG. 16A

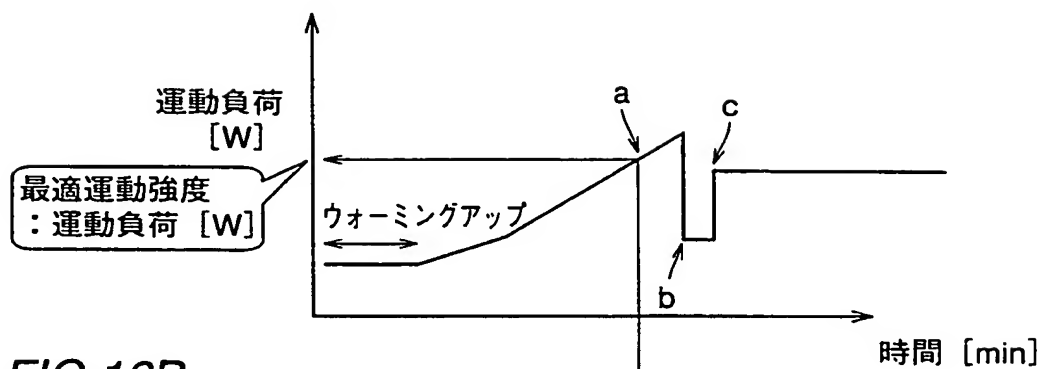


FIG. 16B

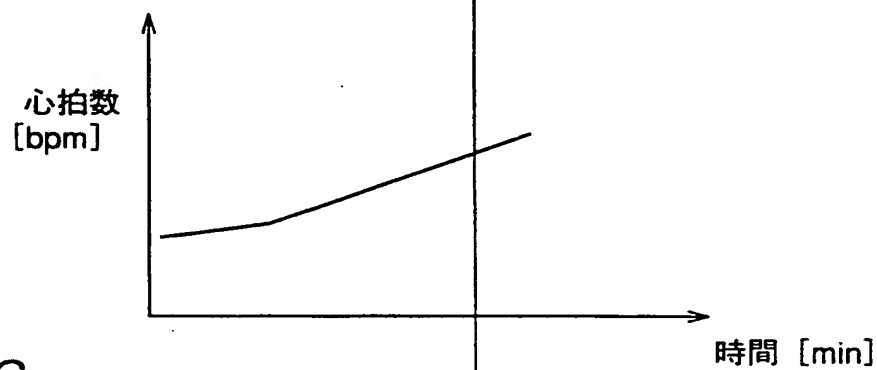
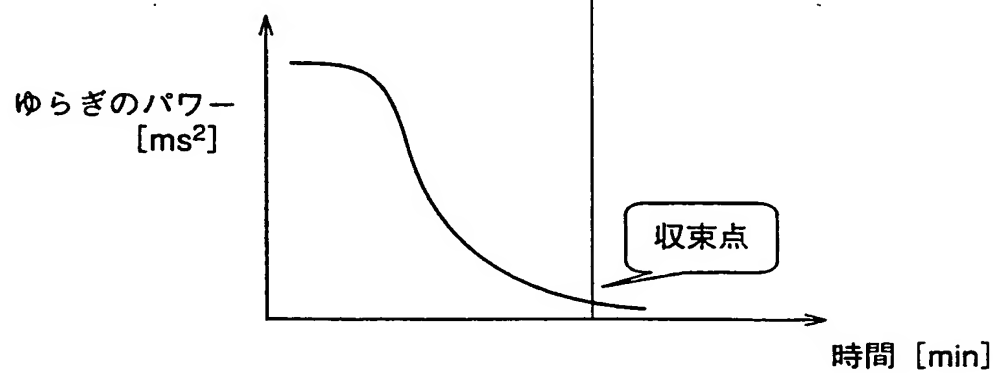


FIG. 16C



THIS PAGE BLANK

FIG. 17A

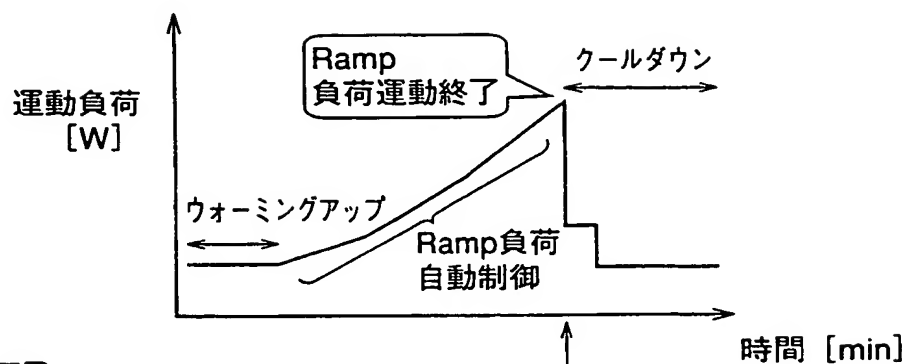
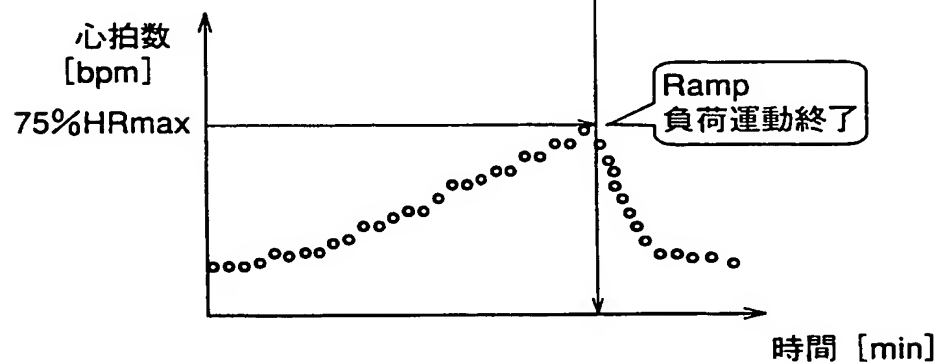
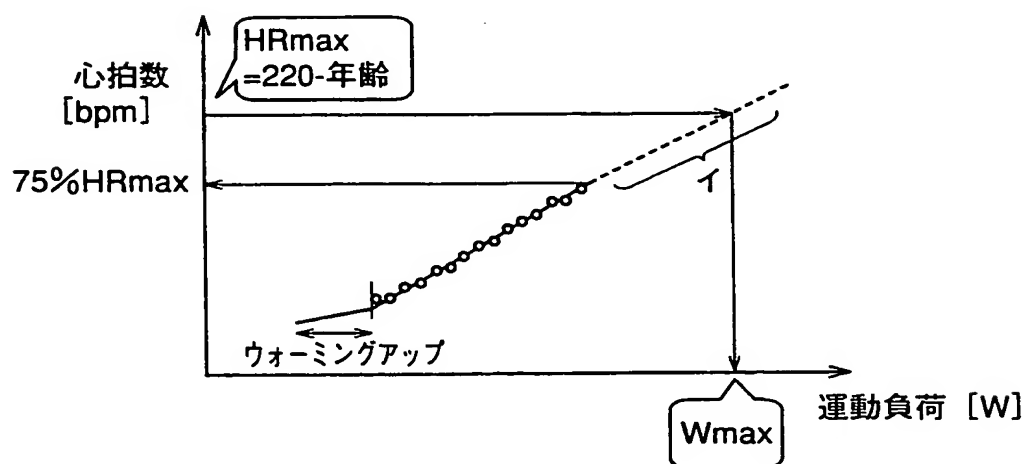


FIG. 17B



運動負荷と心拍数の関係を求める

FIG. 17C



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG. 18A

「体力レベル決定!!」(水平スクロール表示)

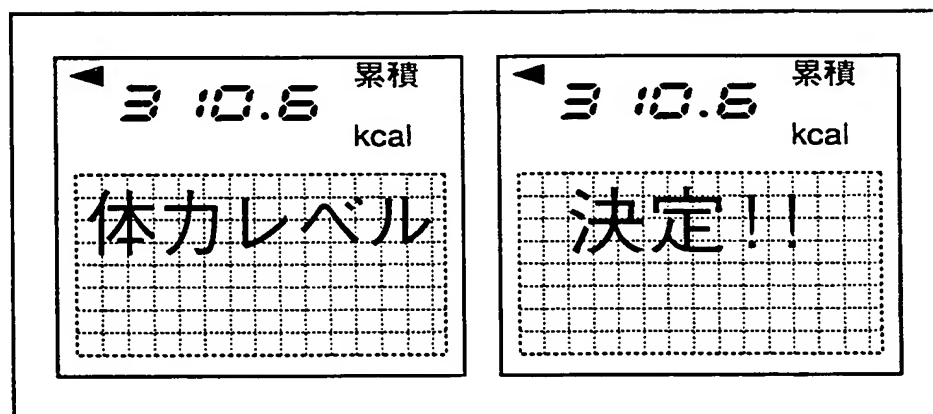
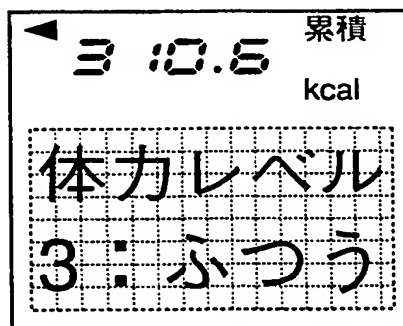


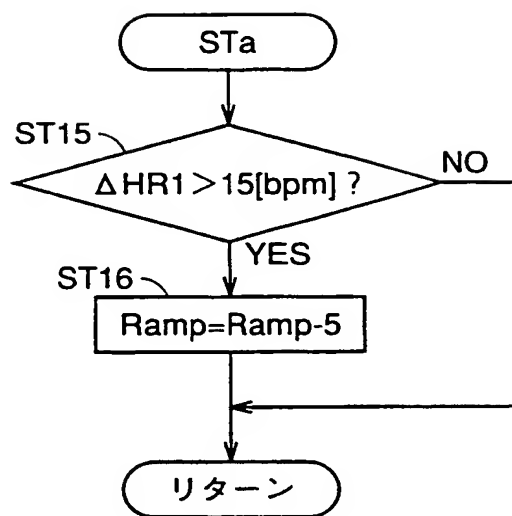
FIG. 18B

「体力レベル決定!!」表示後、体力レベル(6段階)の表示



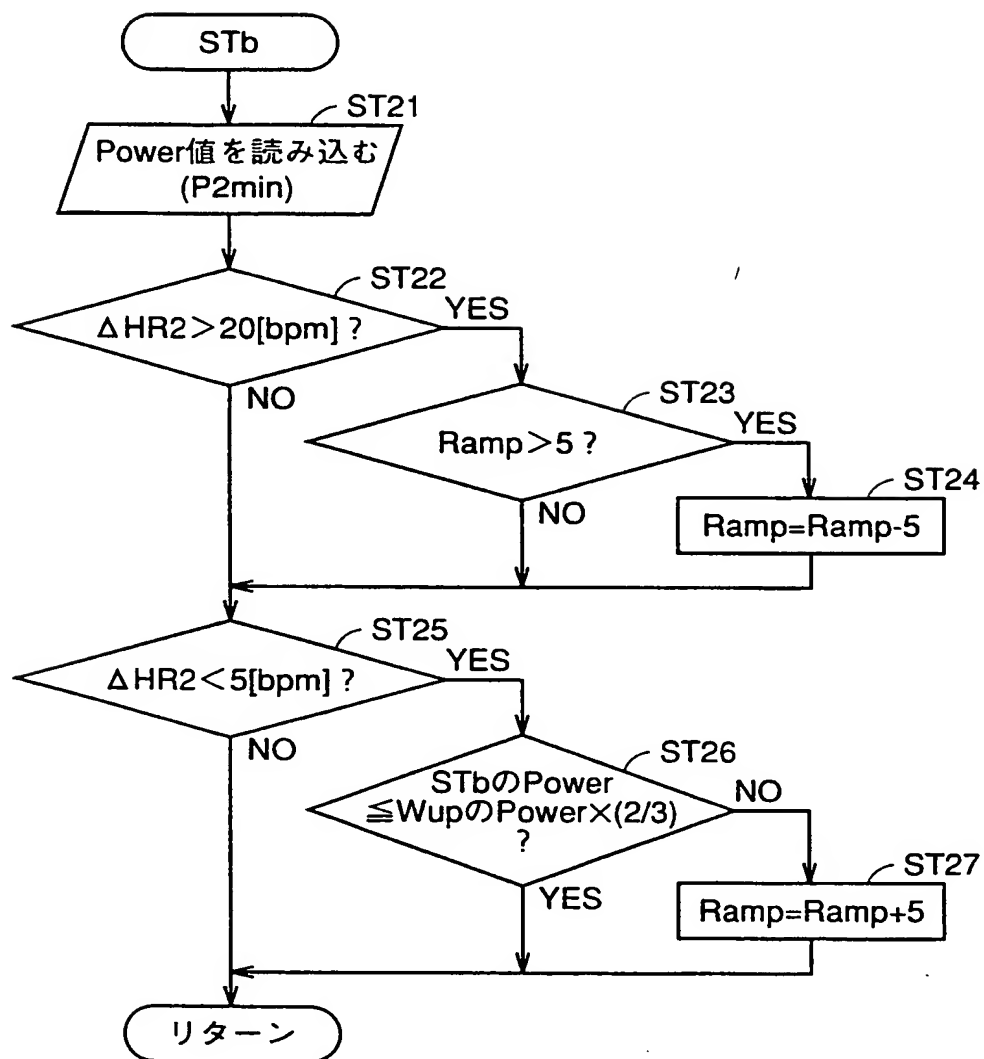
THIS PAGE BLANK (uor)

FIG.19



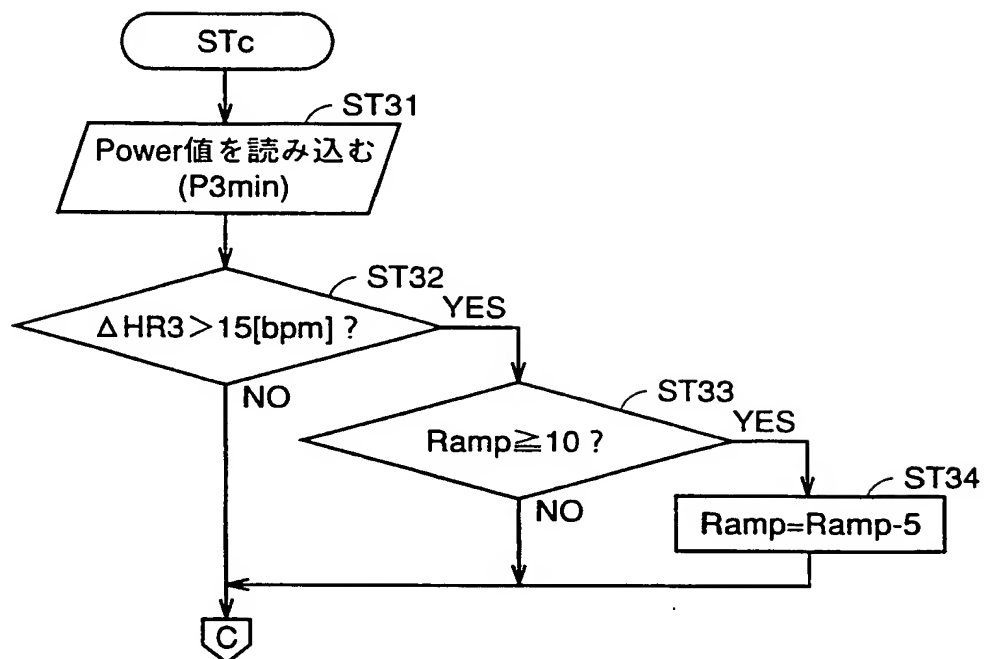
THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.20



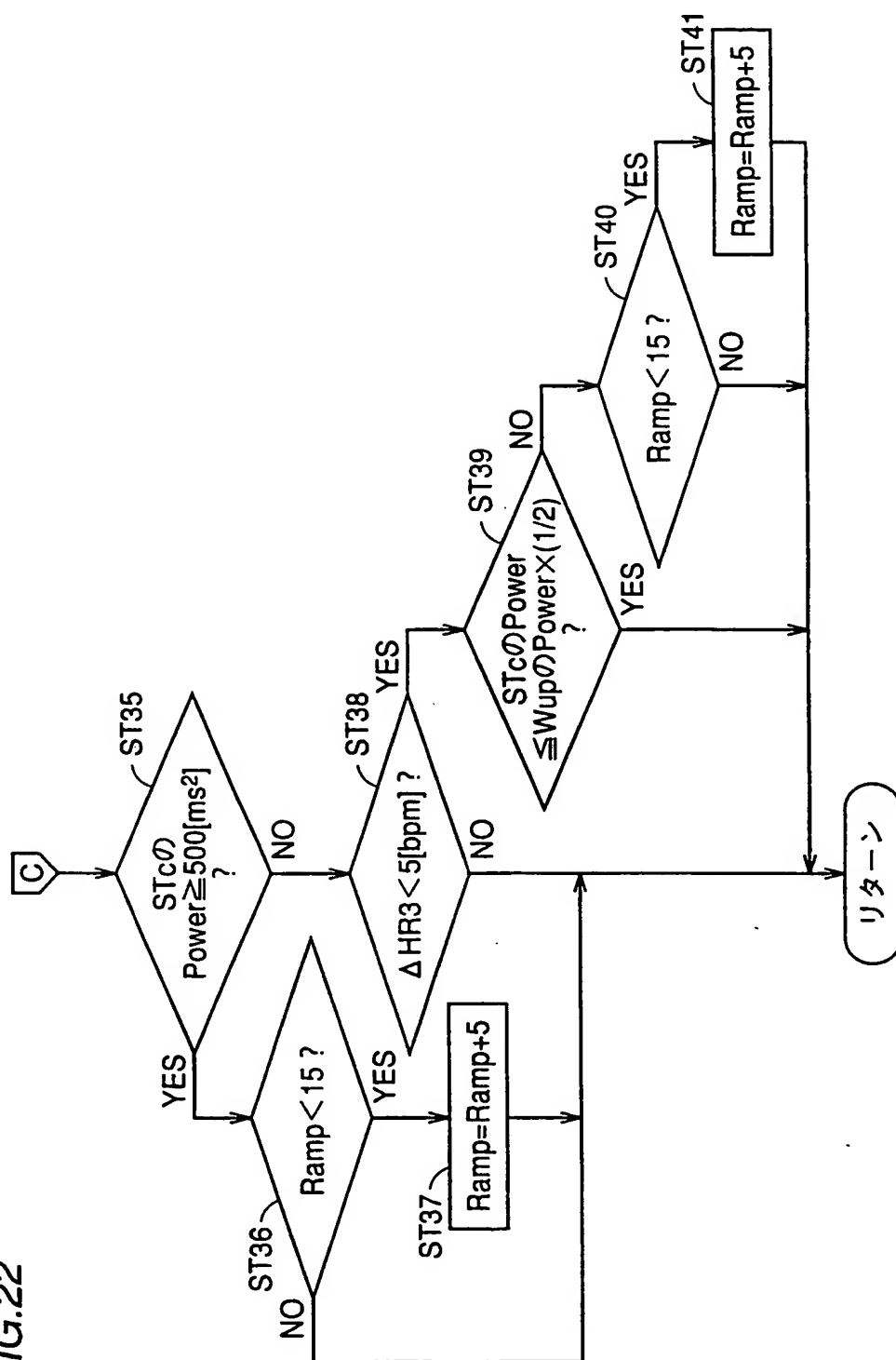
THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.21



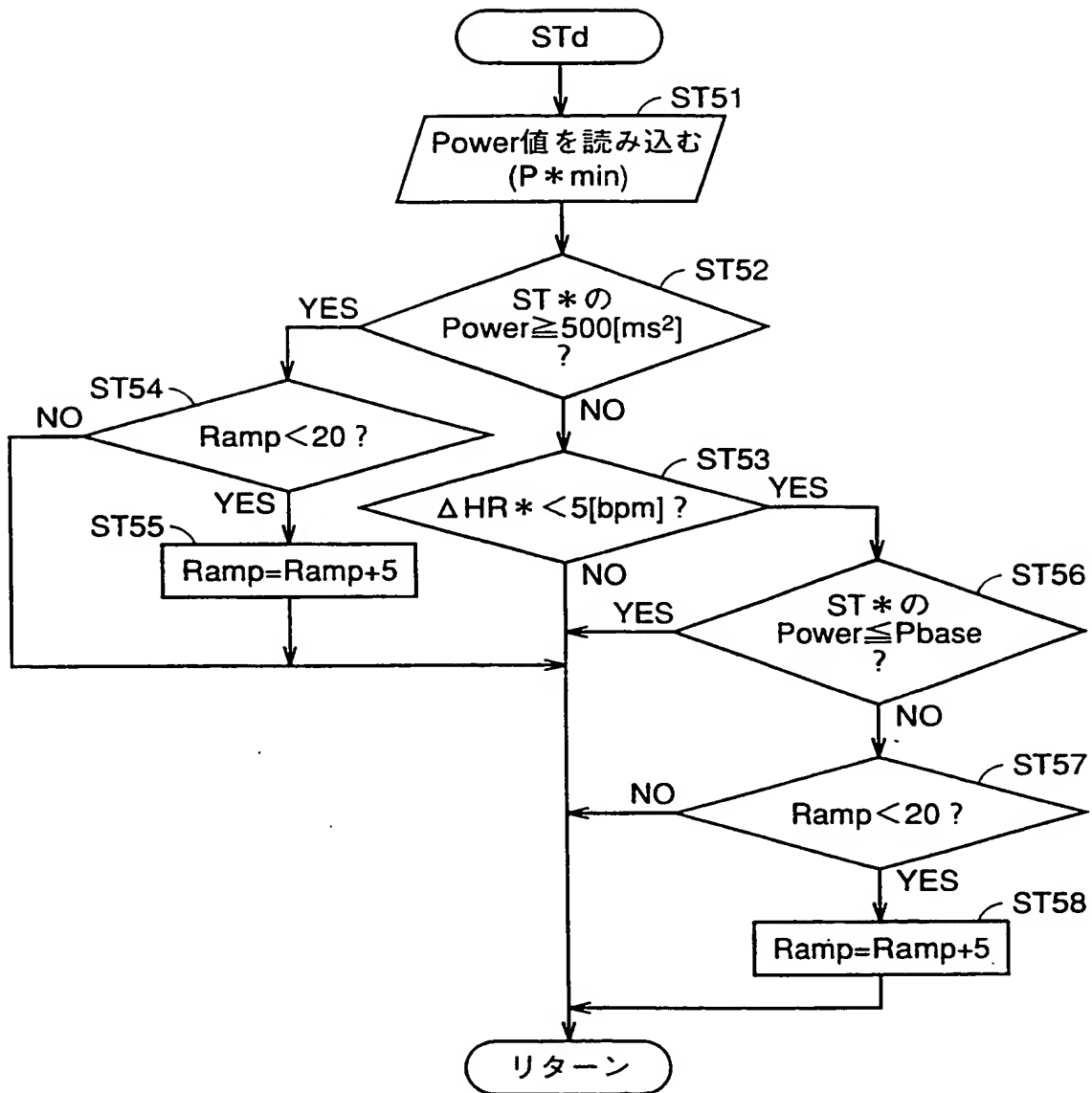
THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.22



THIS PAGE BLANK

FIG.23



THIS PAGE BLANK (USPTO)

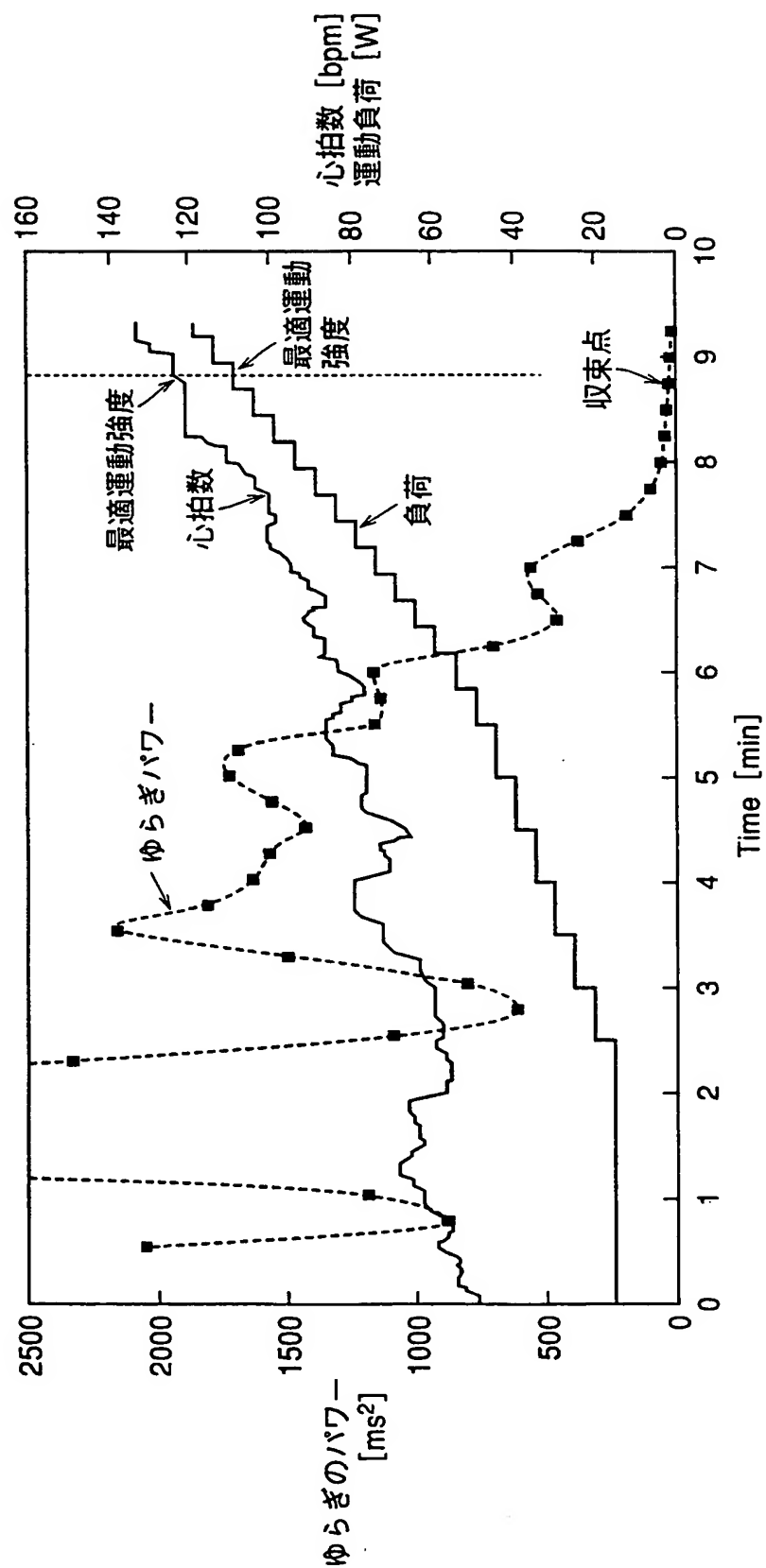
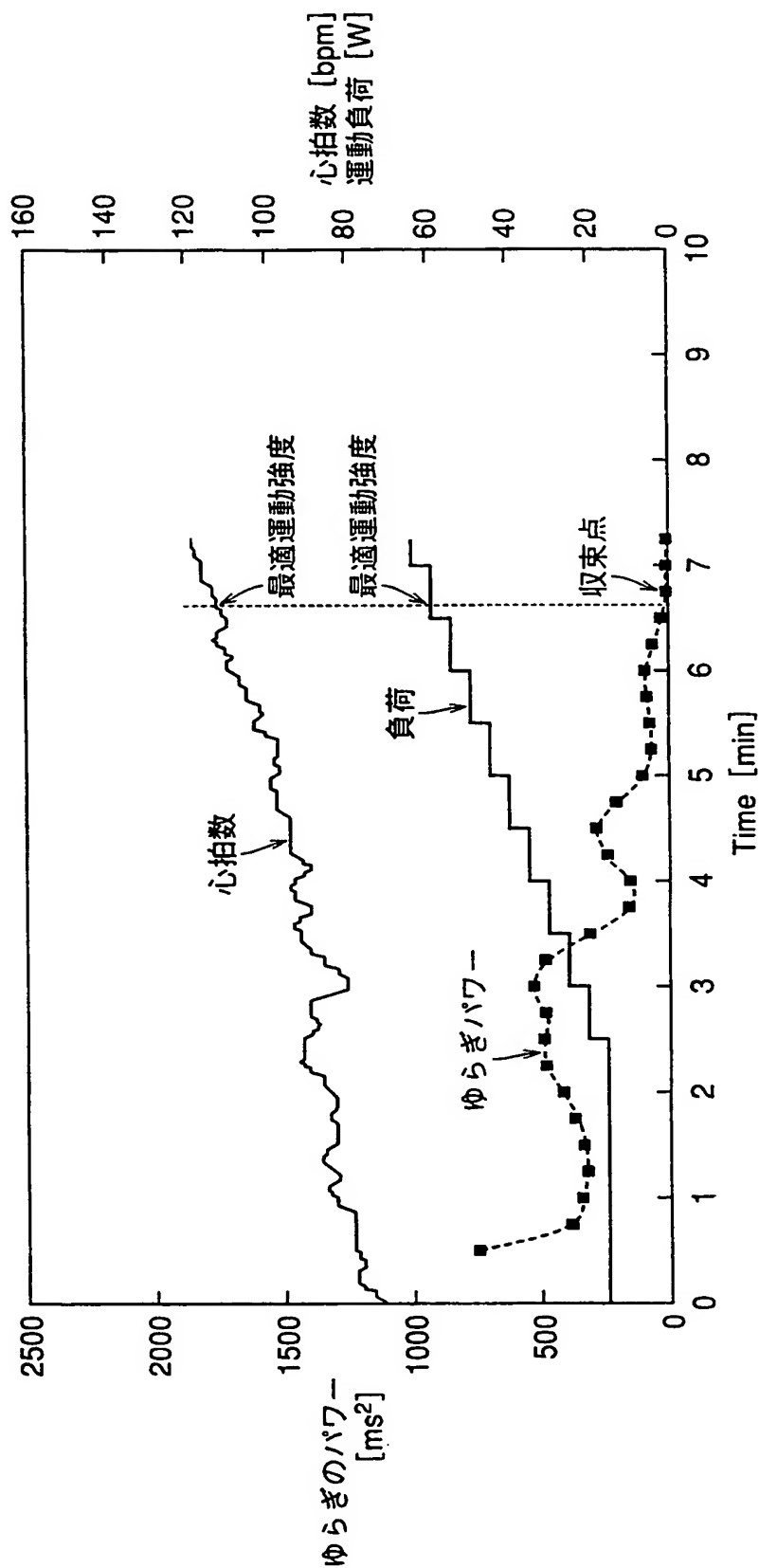


FIG.24

THIS PAGE BLANK (USP 70)

FIG.25



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.26A

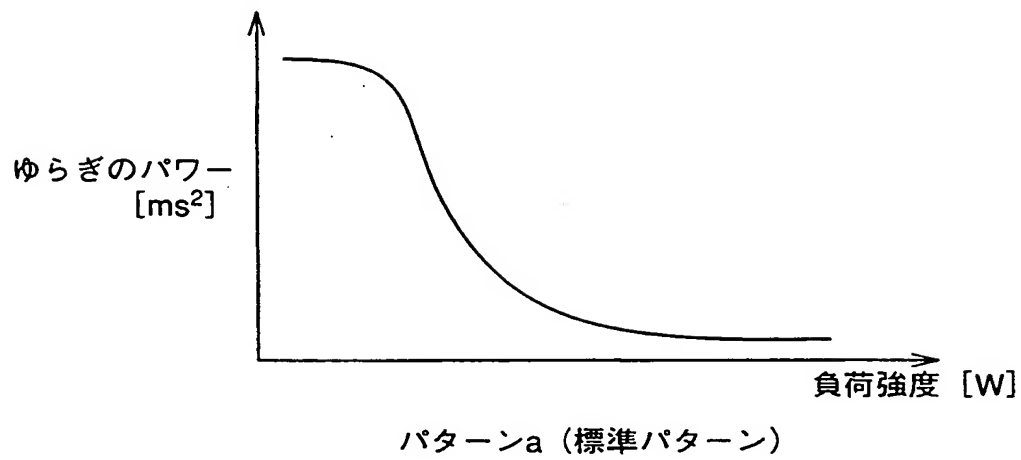
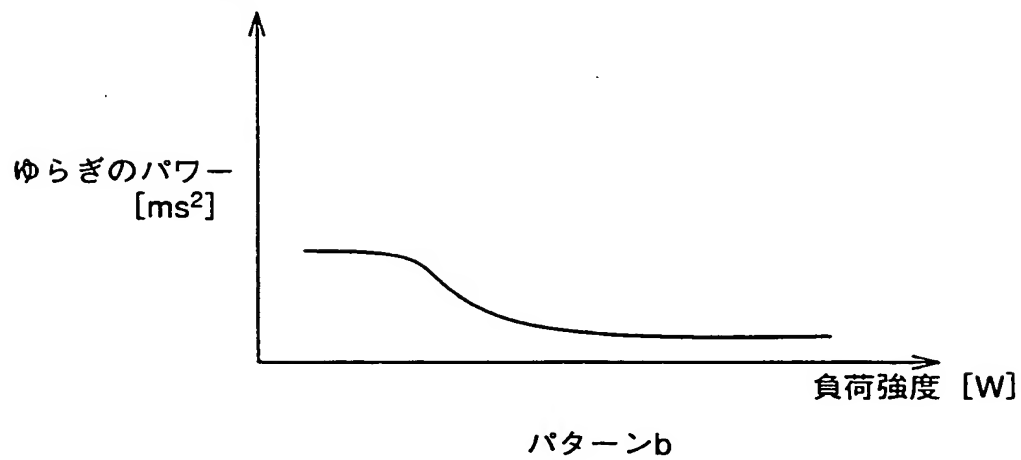


FIG.26B



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.27A

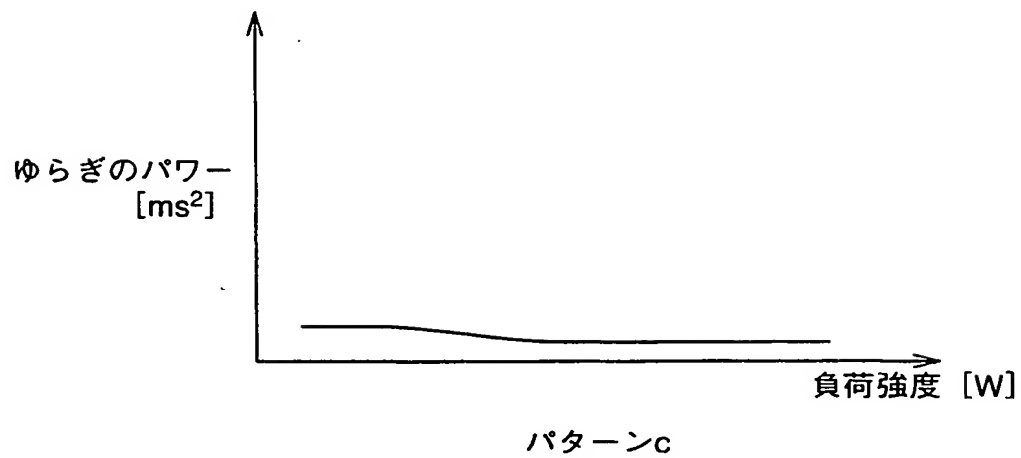
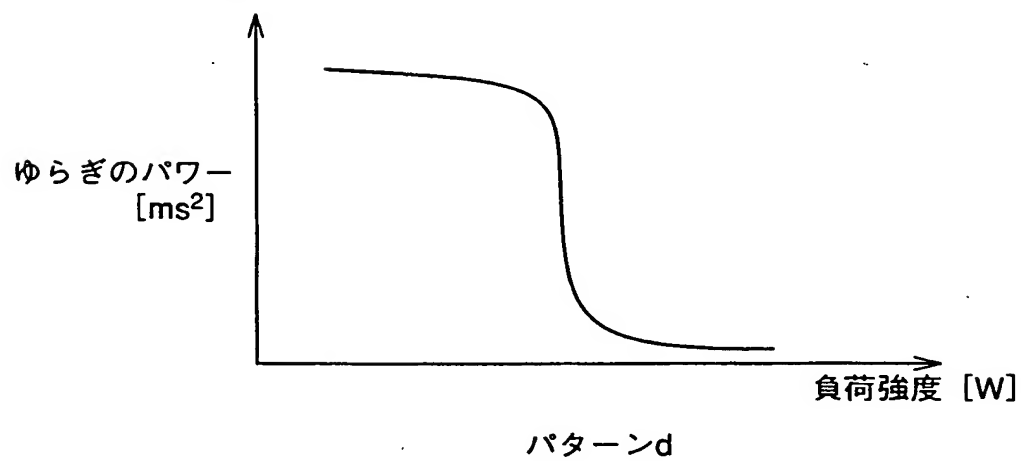
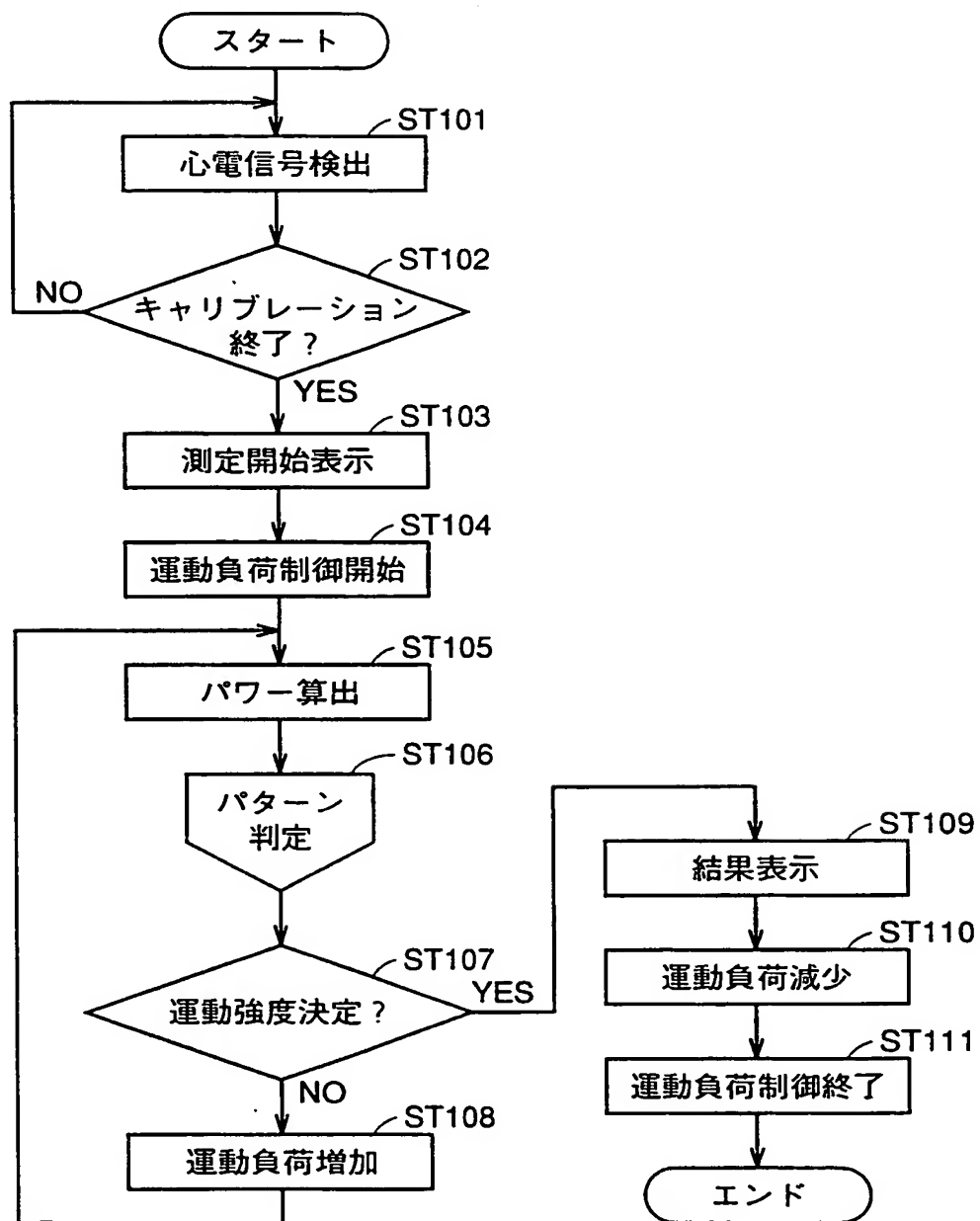


FIG.27B



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.28



THIS PAGE BLANK (NISTP)

FIG.29A

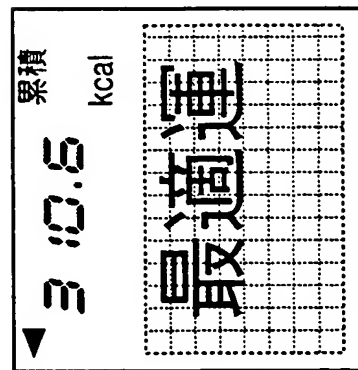


FIG.29B

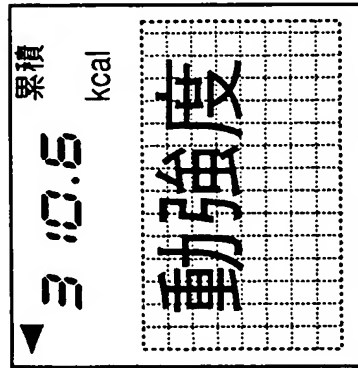
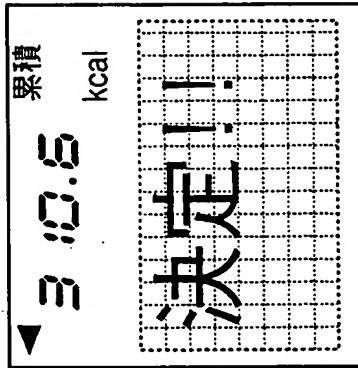


FIG.29C



THIS PAGE BLANK

FIG.30A

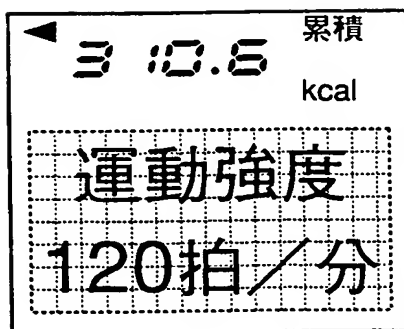


FIG.30B

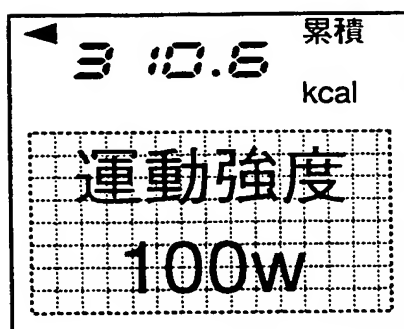
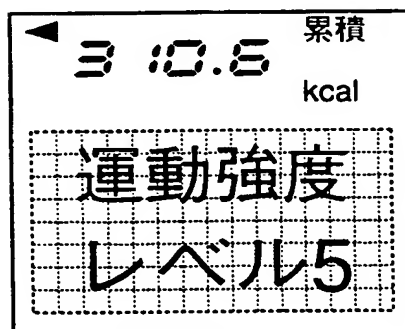
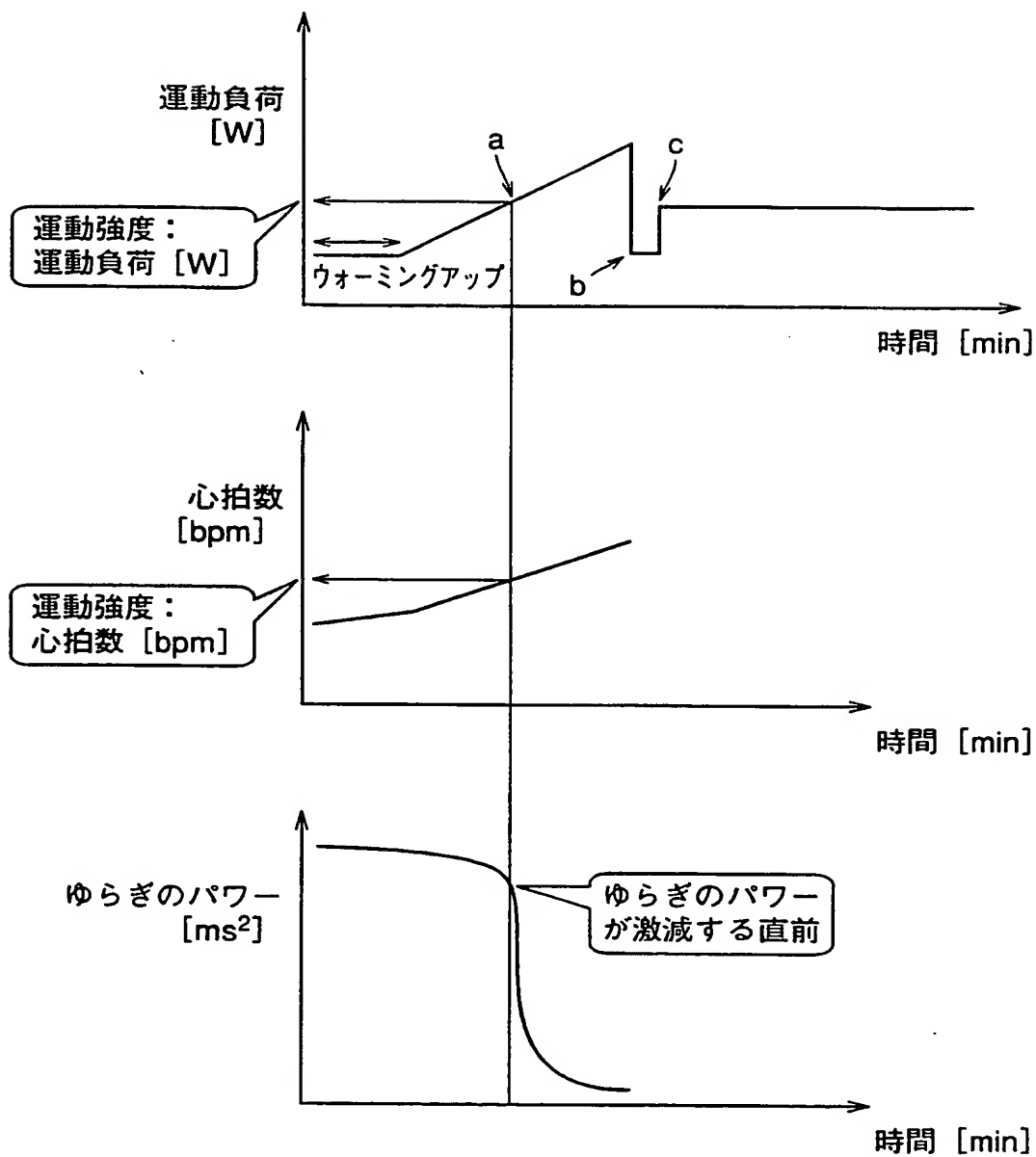


FIG.30C



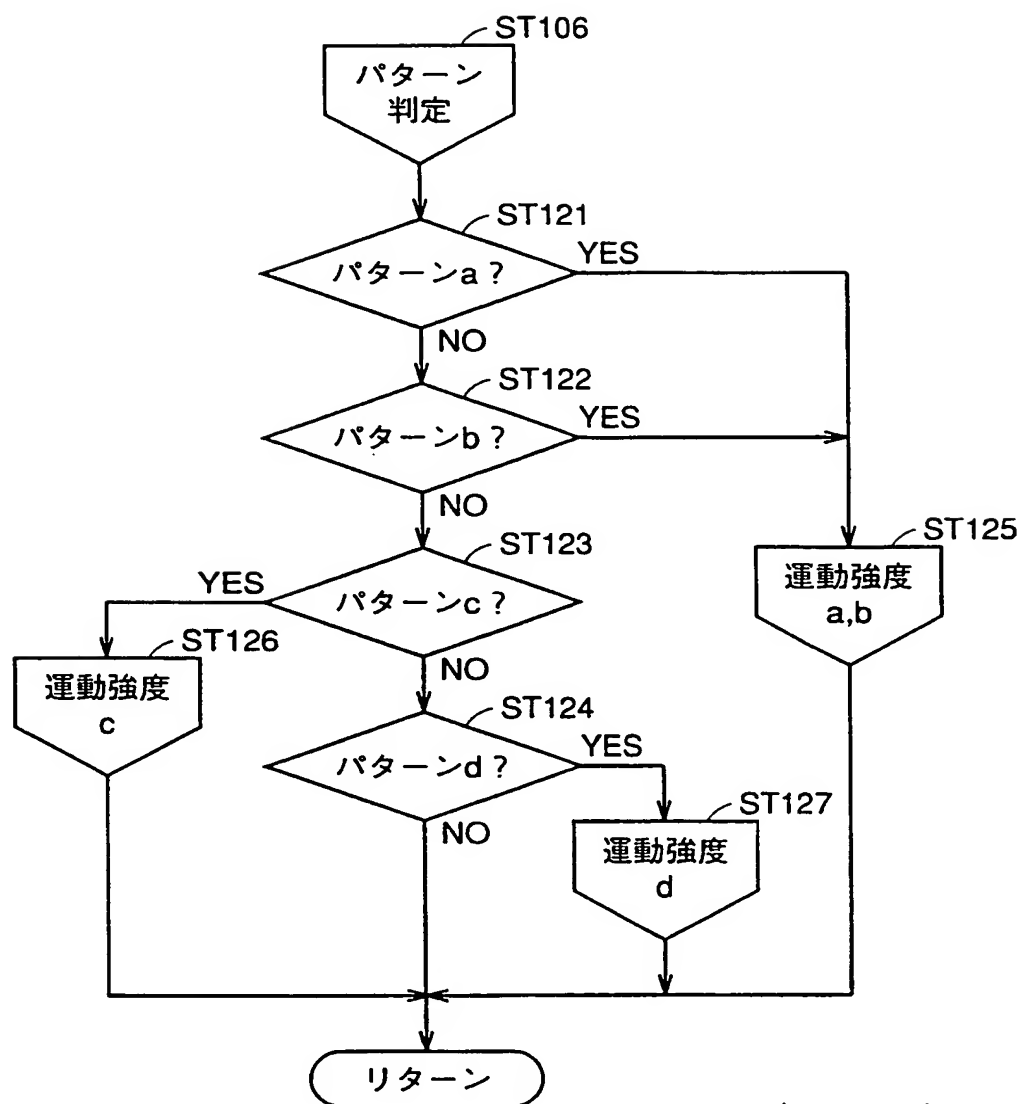
THIS PAGE BLANK (USP76)

FIG.31



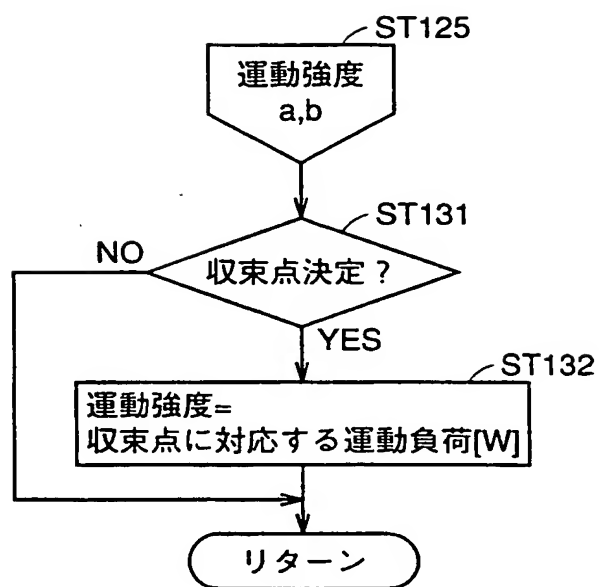
THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.32



THIS PAGE BLANK

FIG.33



THIS PAGE BLANK

FIG.34A

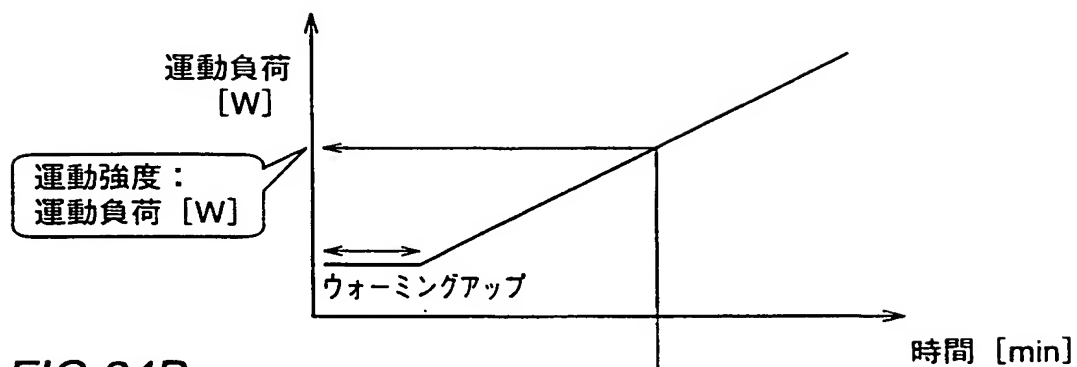


FIG.34B

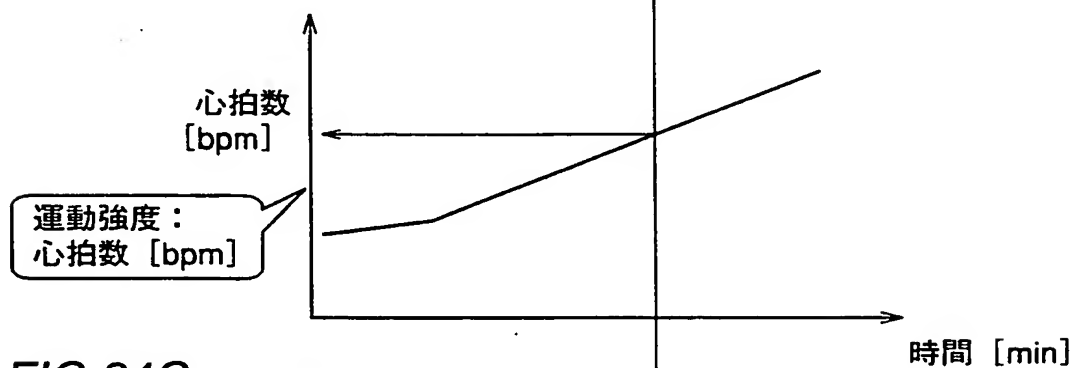
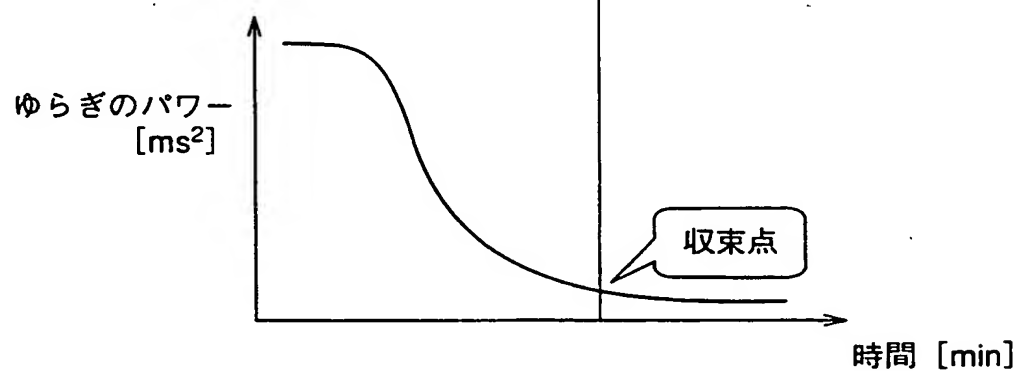
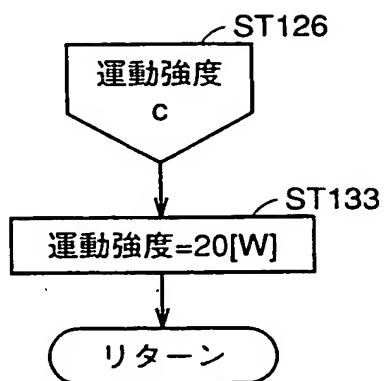


FIG.34C



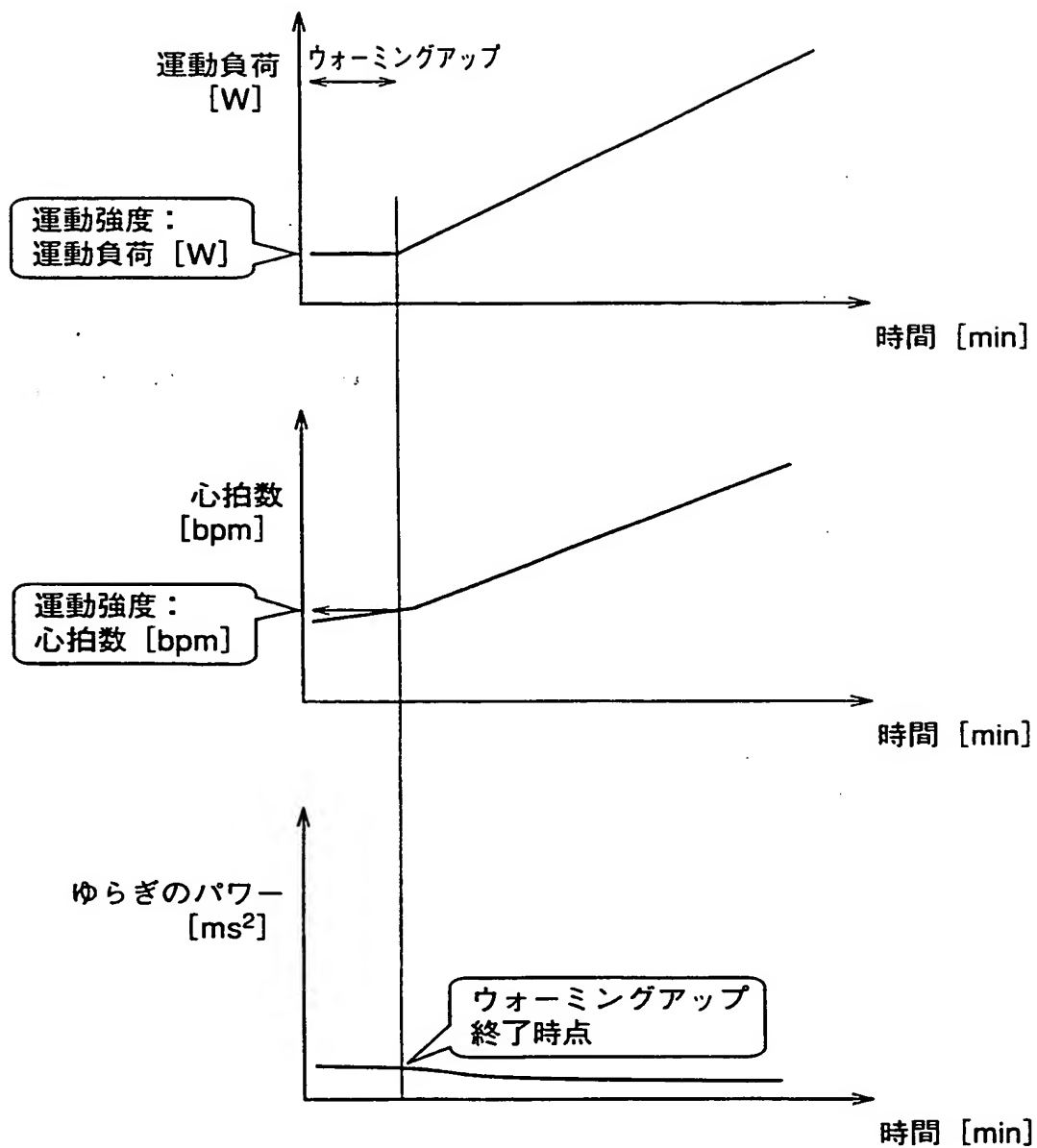
THIS PAGE BLANK

FIG.35



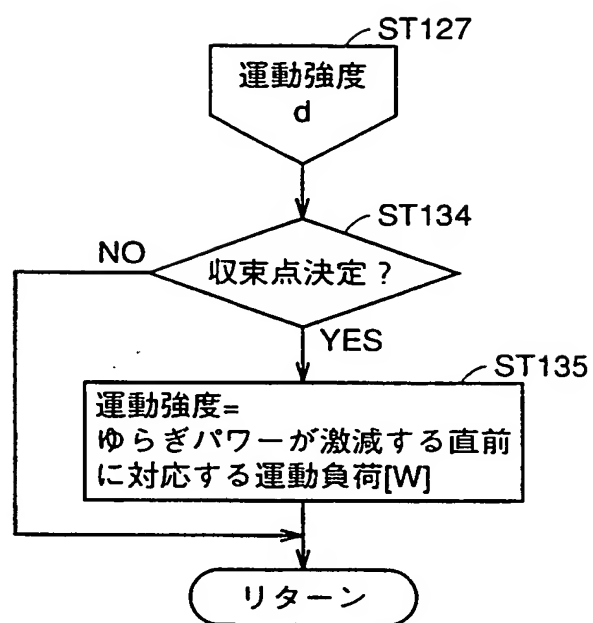
THIS PAGE BLANK

FIG.36



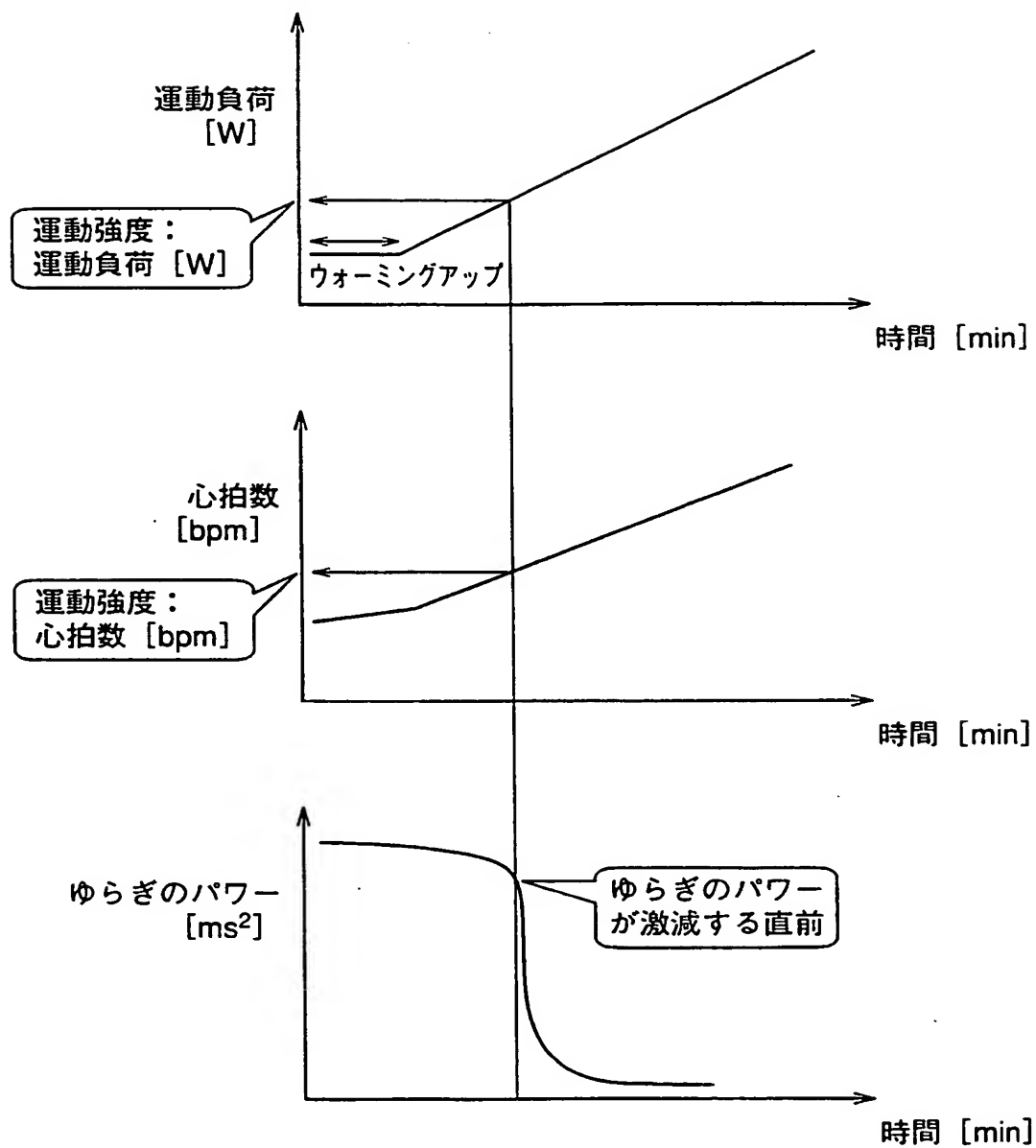
THIS PAGE BLANK ~~1157~~

FIG.37



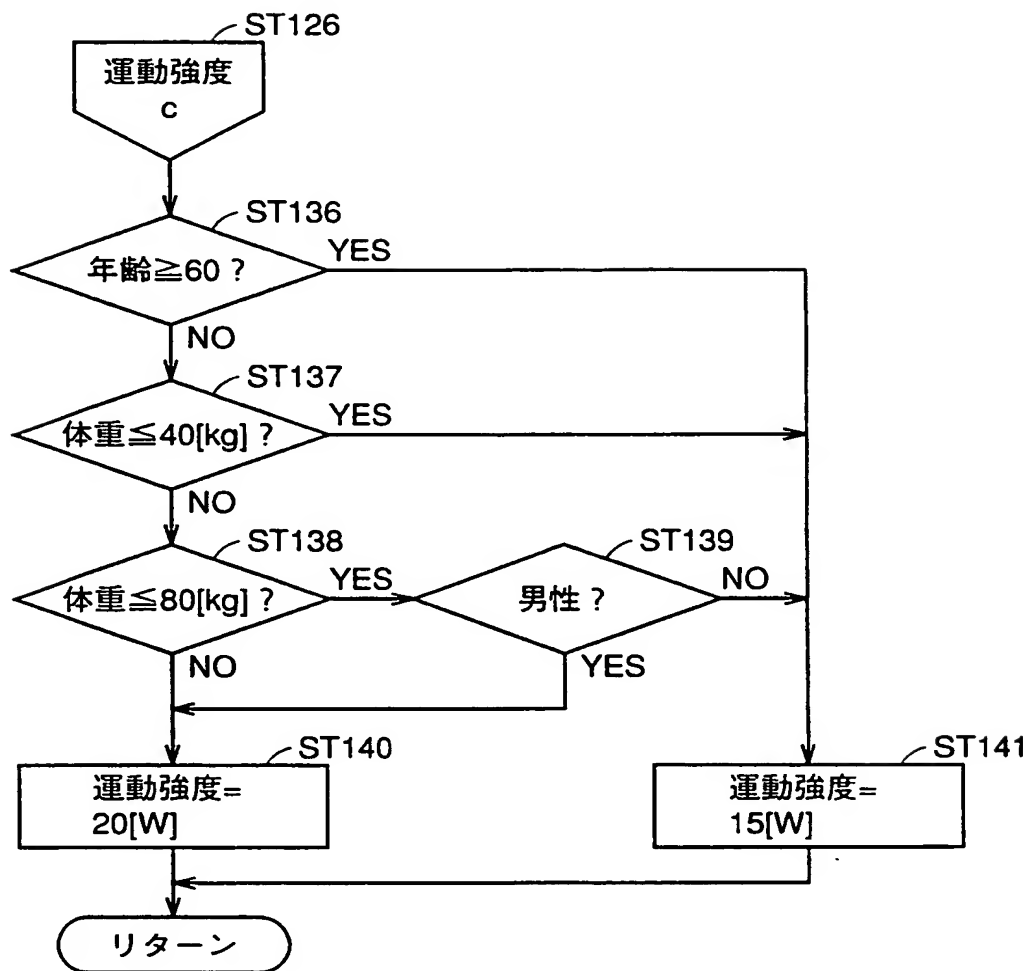
THIS PAGE BLANK 1037

FIG.38



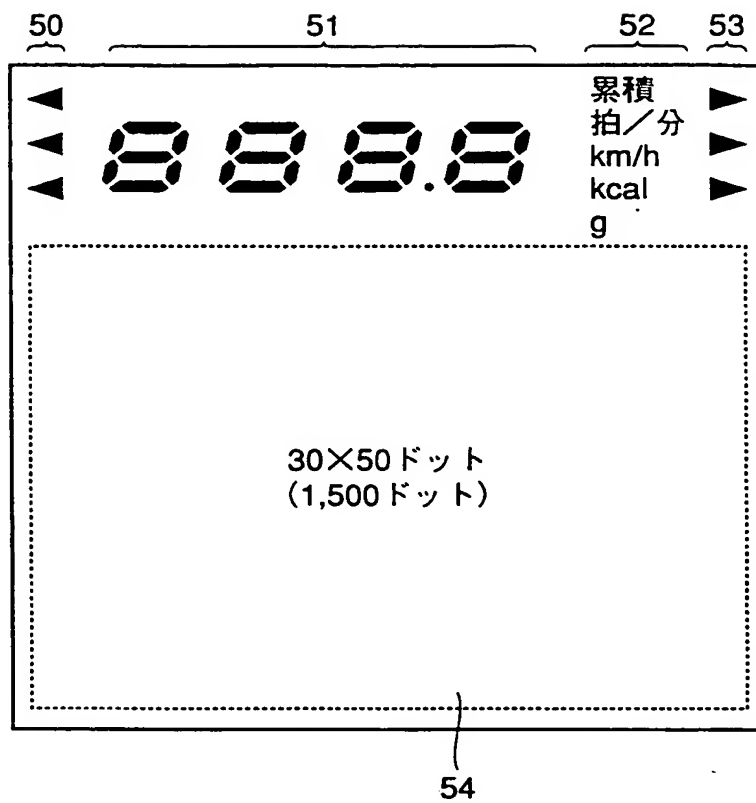
THIS PAGE BLANK

FIG.39

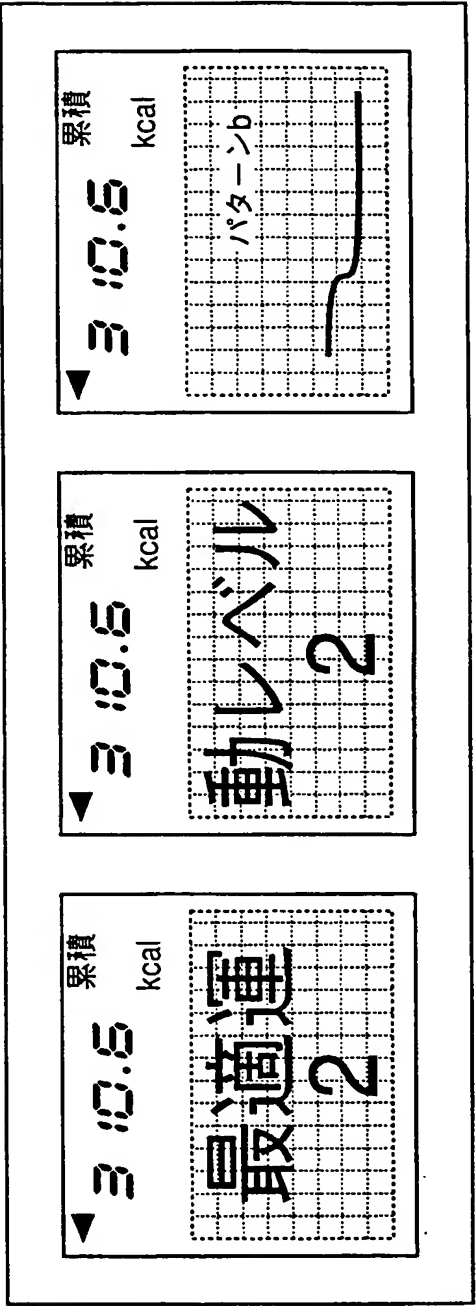
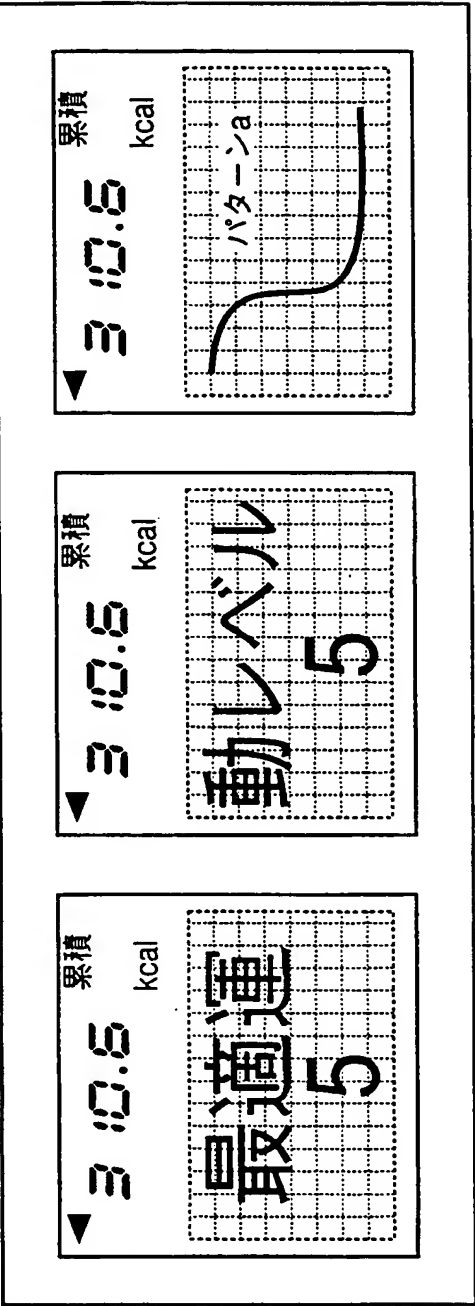


THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG. 40



THIS PAGE BLANK



THIS PAGE BLANK (18201)

FIG.42A

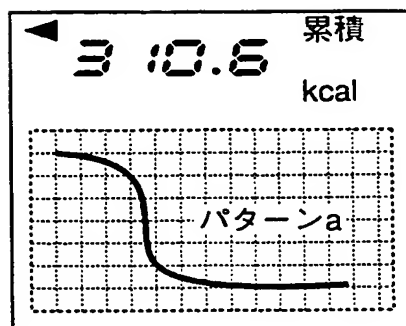
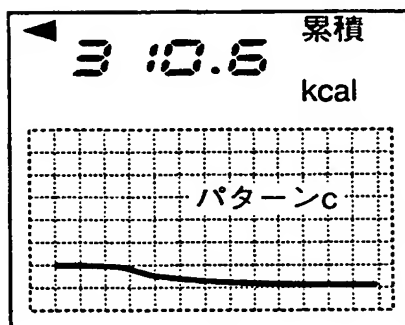
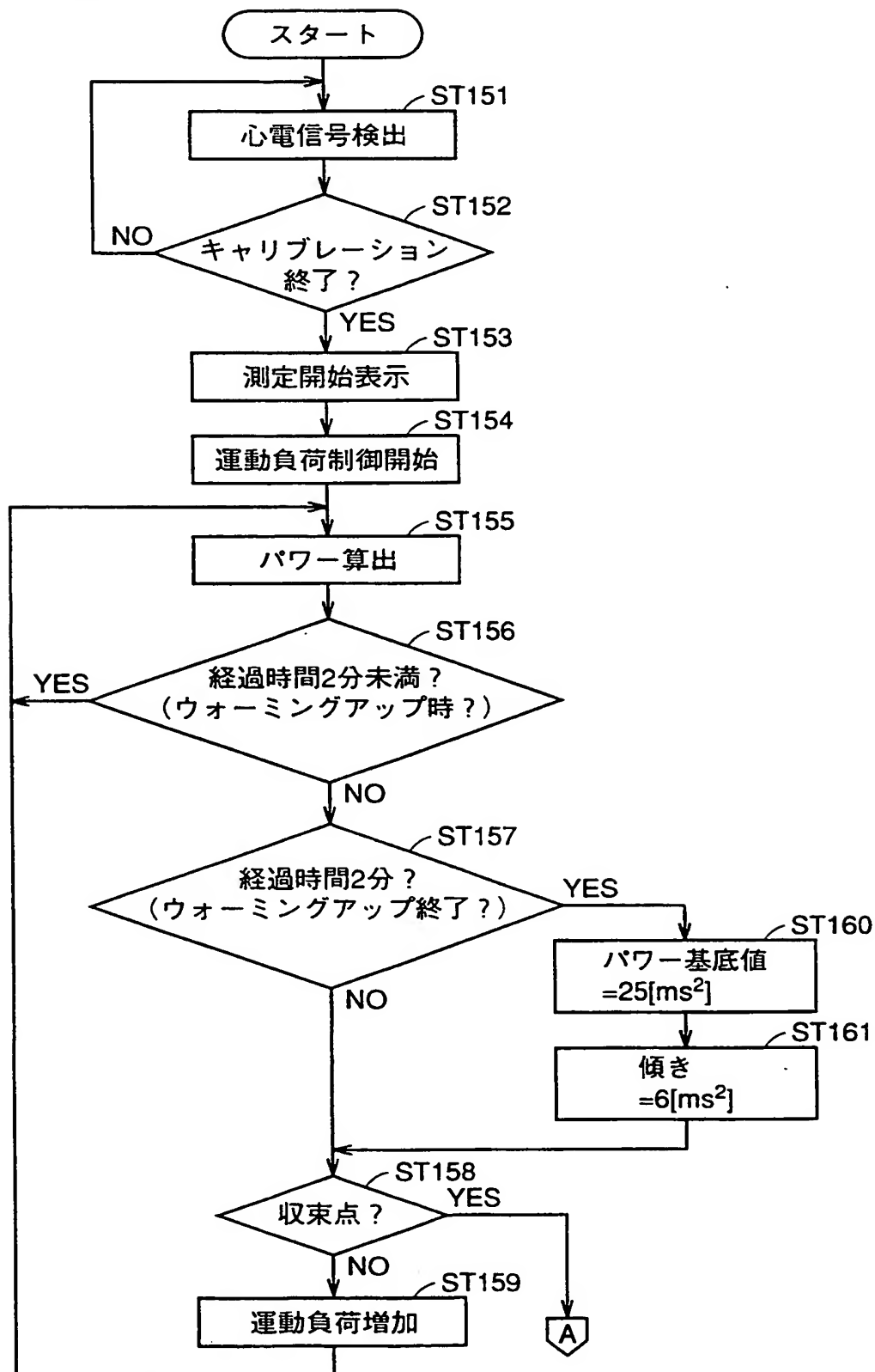


FIG.42B



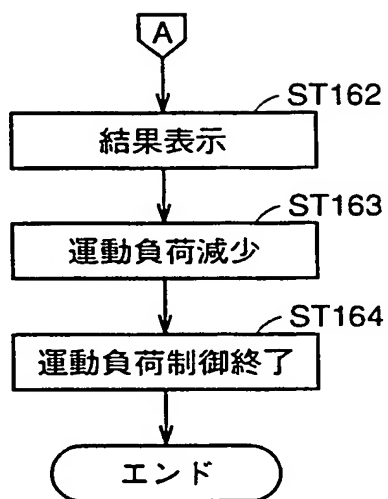
THIS PAGE BLANK

FIG.43



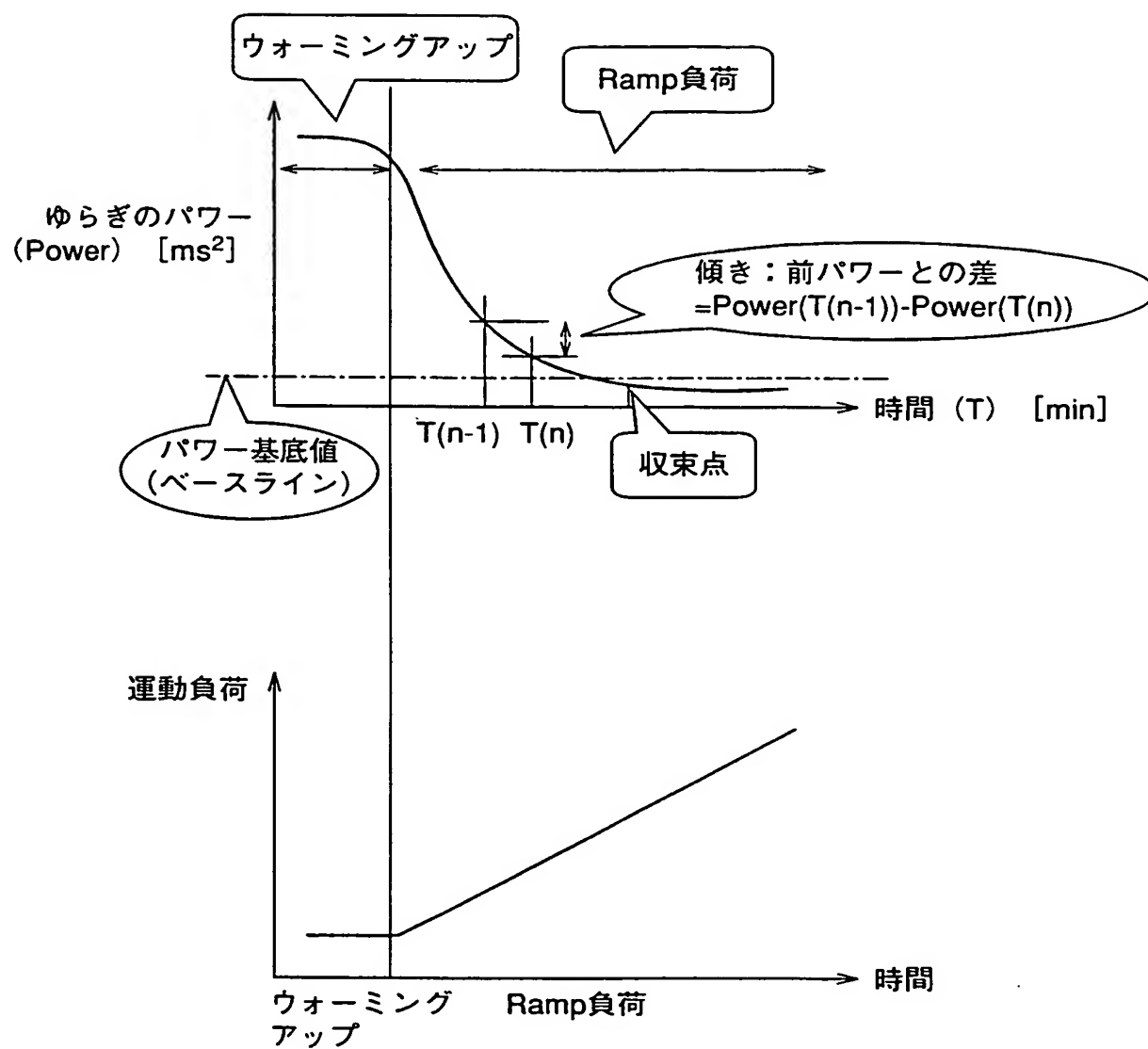
THIS PAGE BLANK

FIG.44



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.45

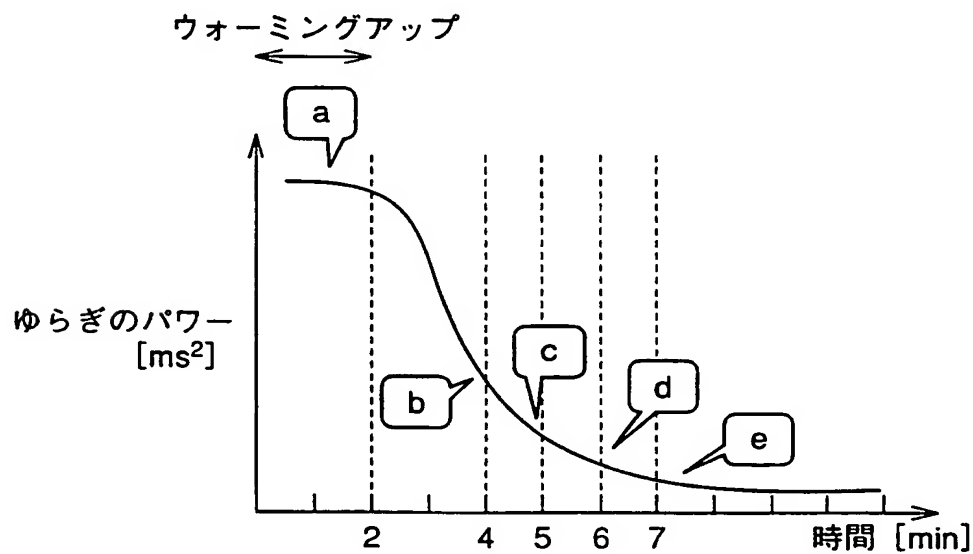


THIS PAGE BLANK

FIG.46

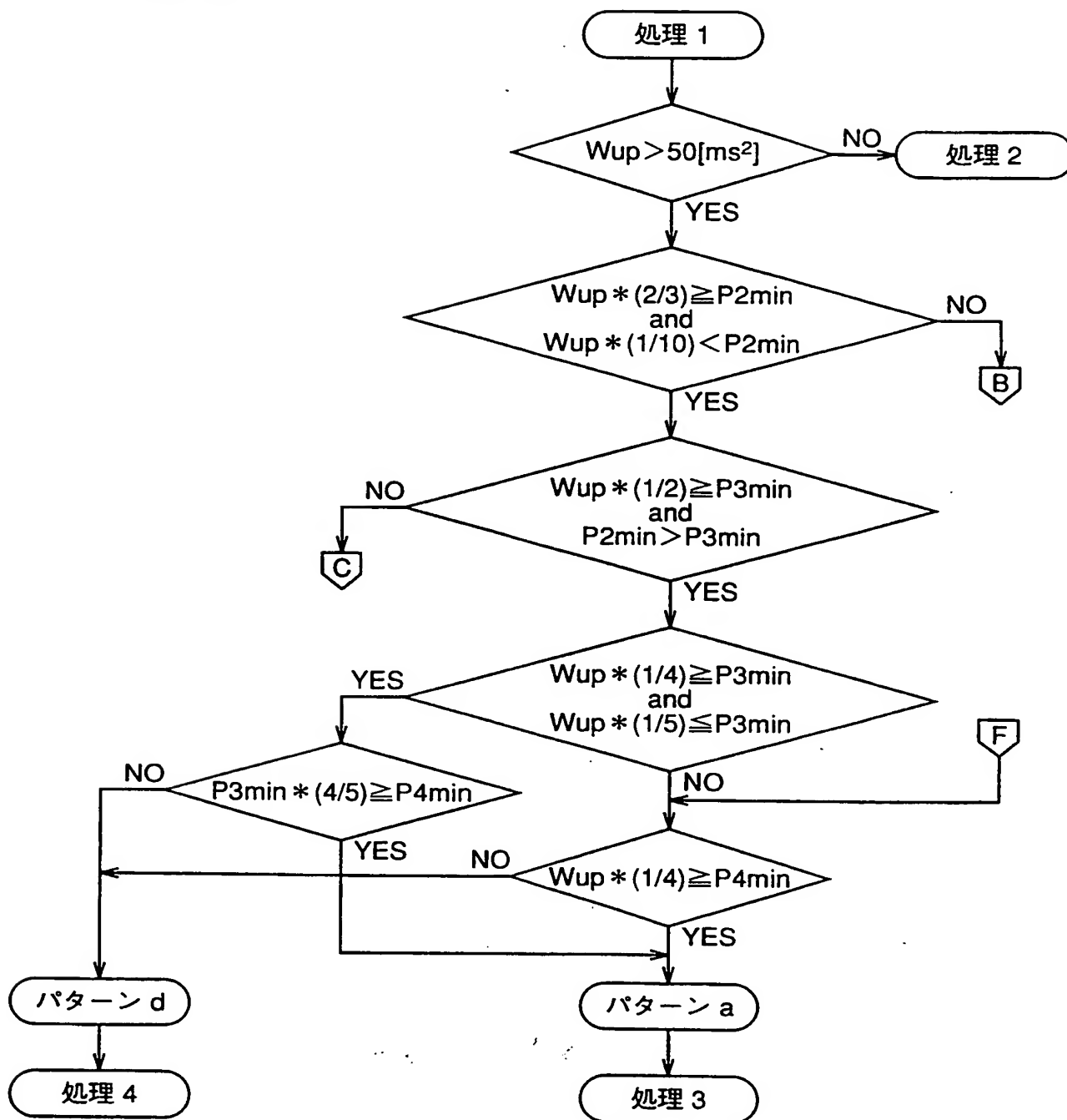
	パターン分類に用いたゆらぎのパワーの値	フローチャートの記号
a	ウォーミングアップ1分経過後から1分間の平均値	Wup
b	ウォーミングアップ終了から2分後の値	P2min
c	ウォーミングアップ終了から3分後の値	P3min
d	ウォーミングアップ終了から4分後の値	P4min
e	ウォーミングアップ終了から5分後の値	P5min

FIG.47



THIS PAGE BLANK

FIG.48



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.49

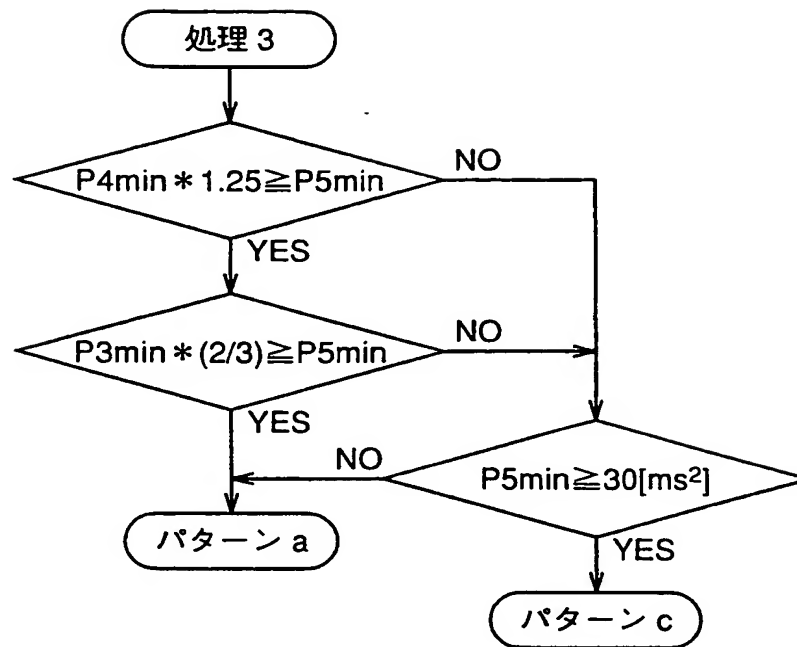
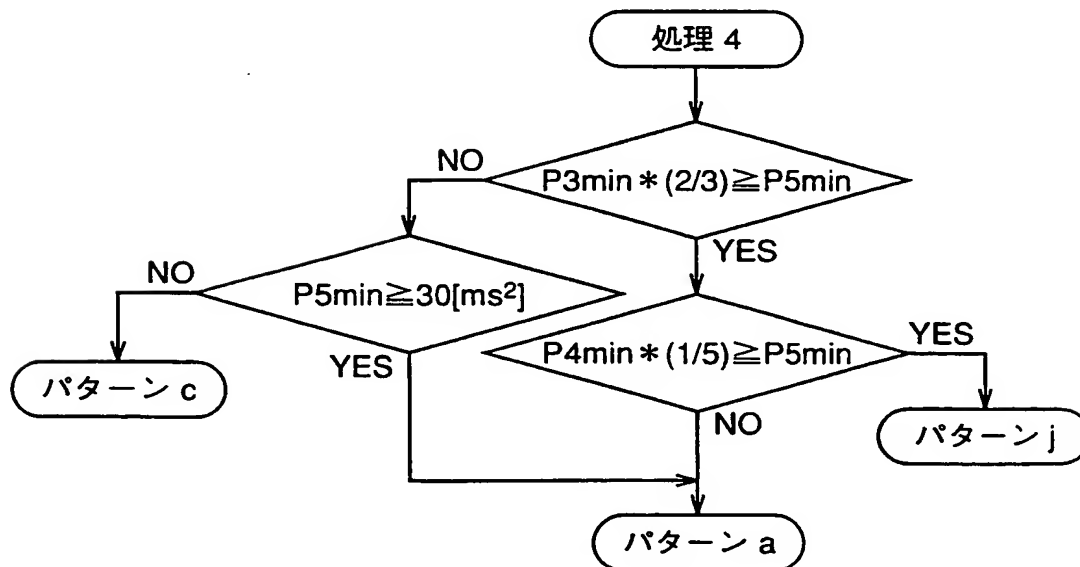
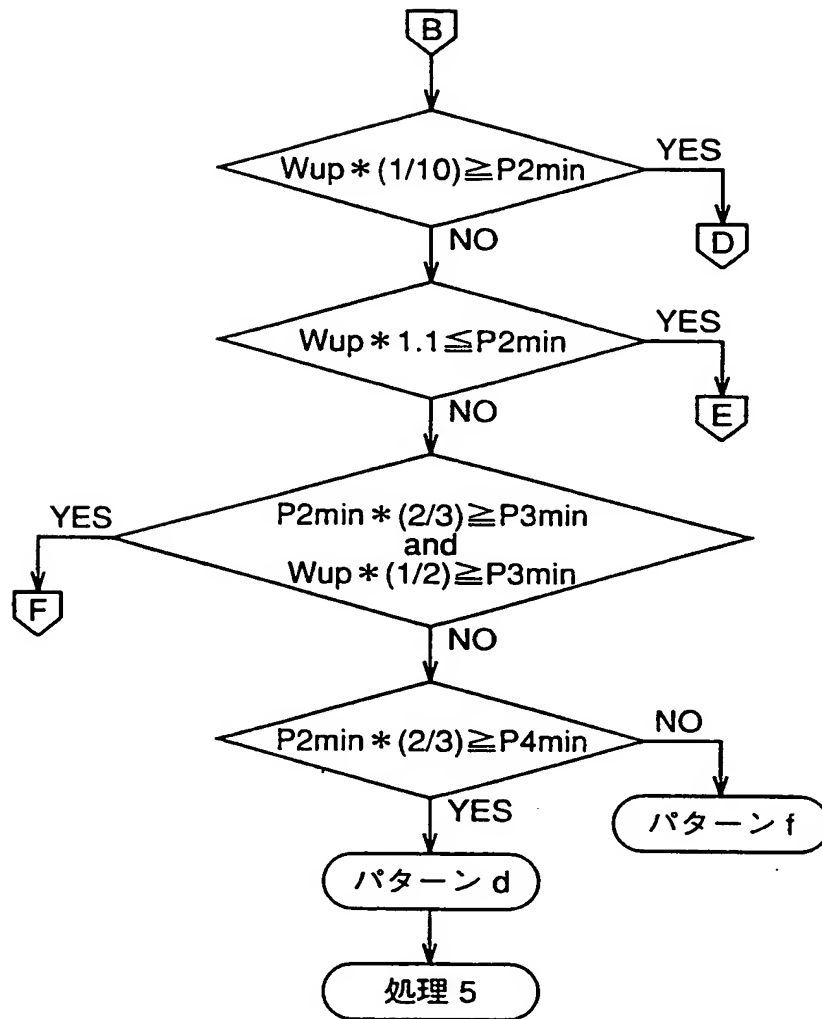


FIG.50



THIS PAGE BLANK (U00116)

FIG.51



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.52

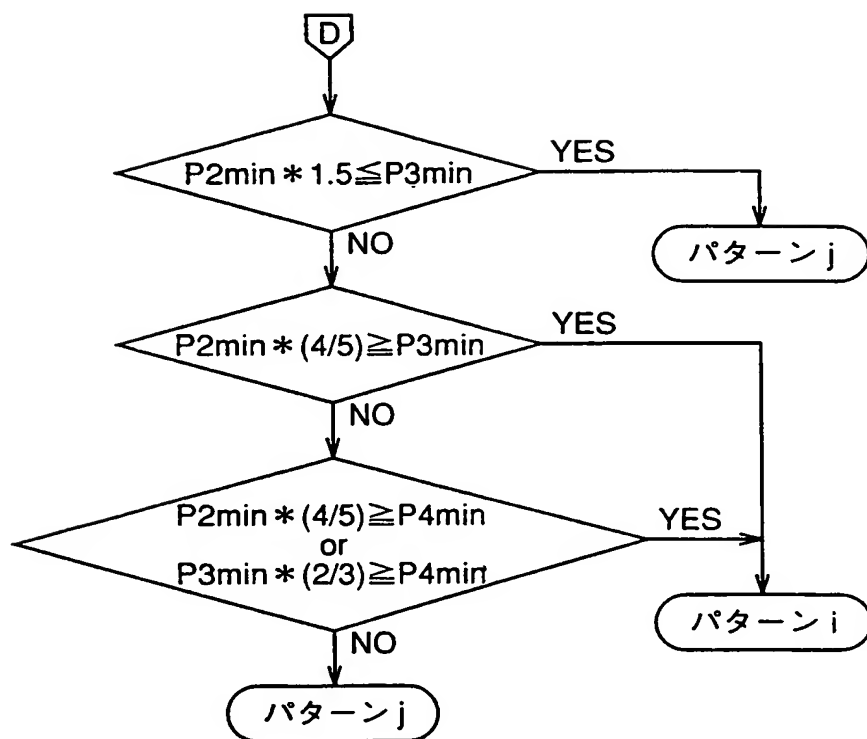
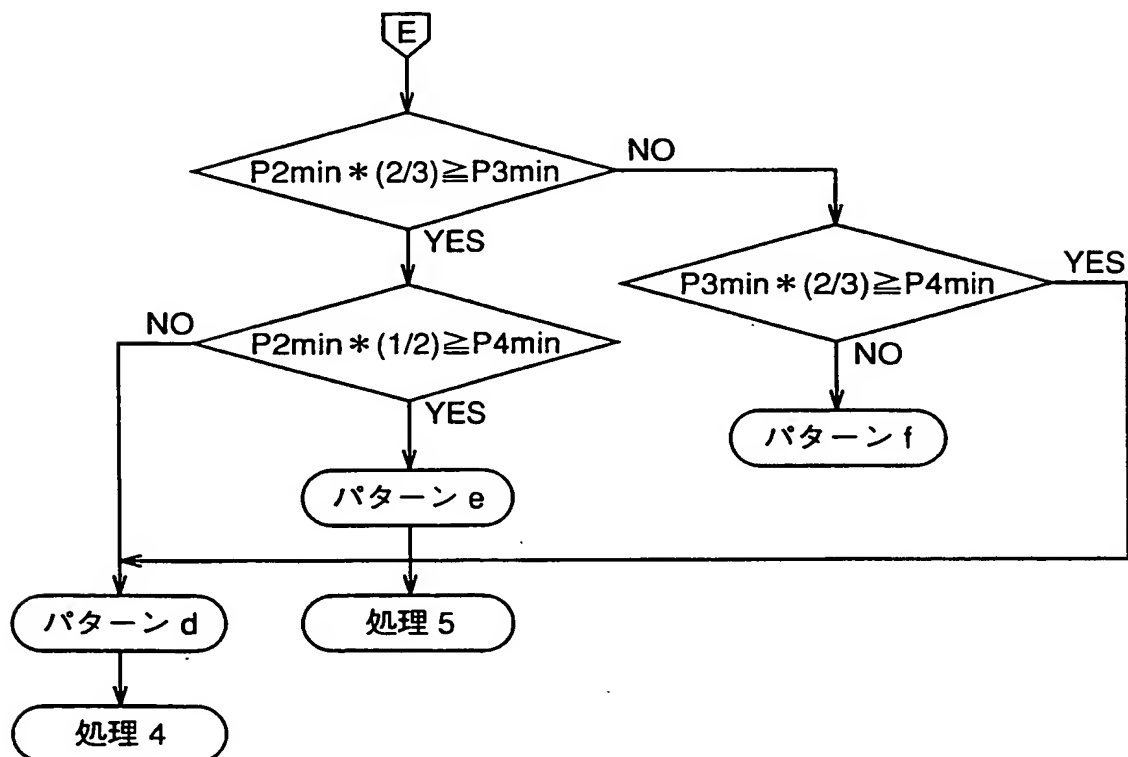
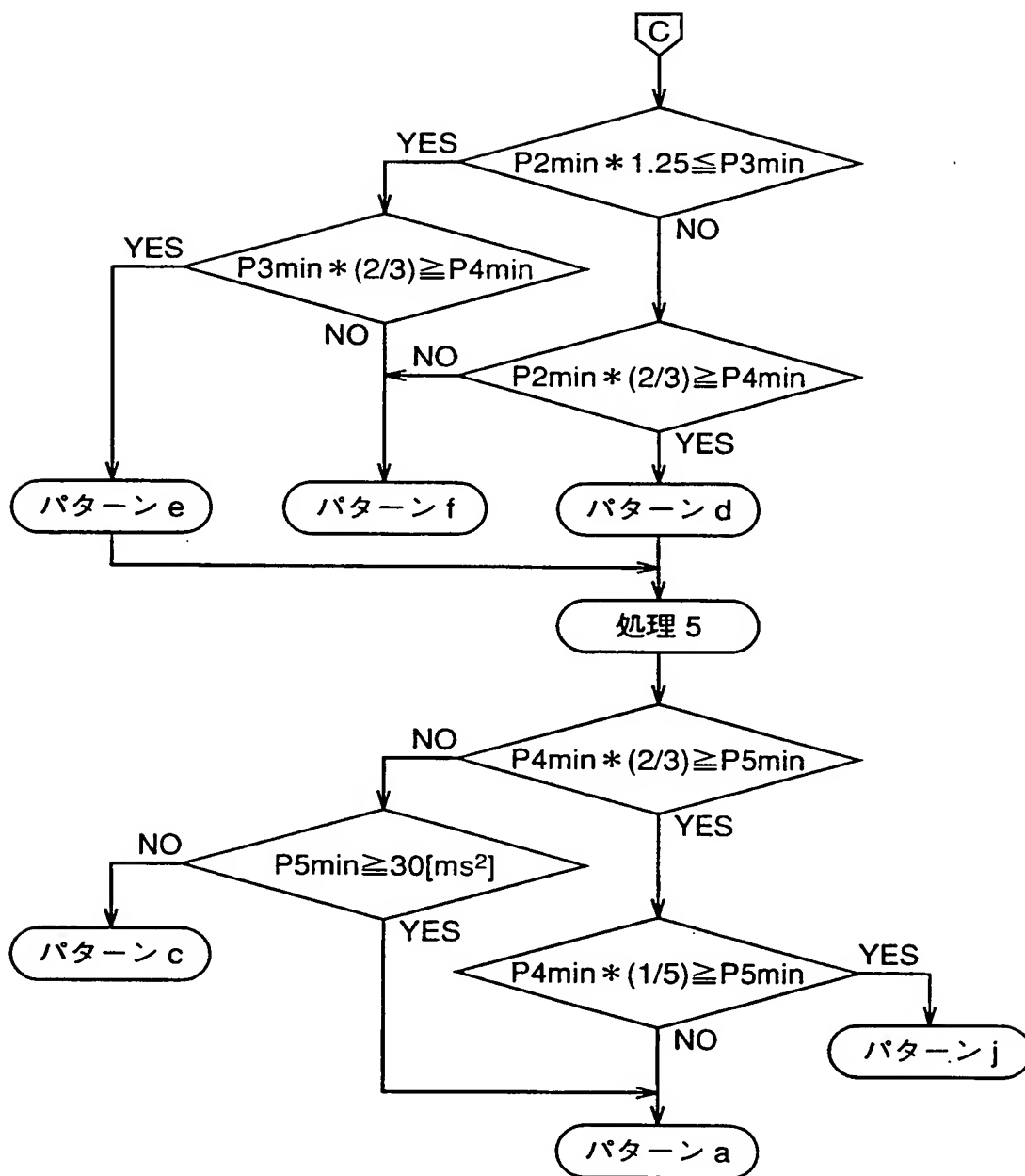


FIG.53



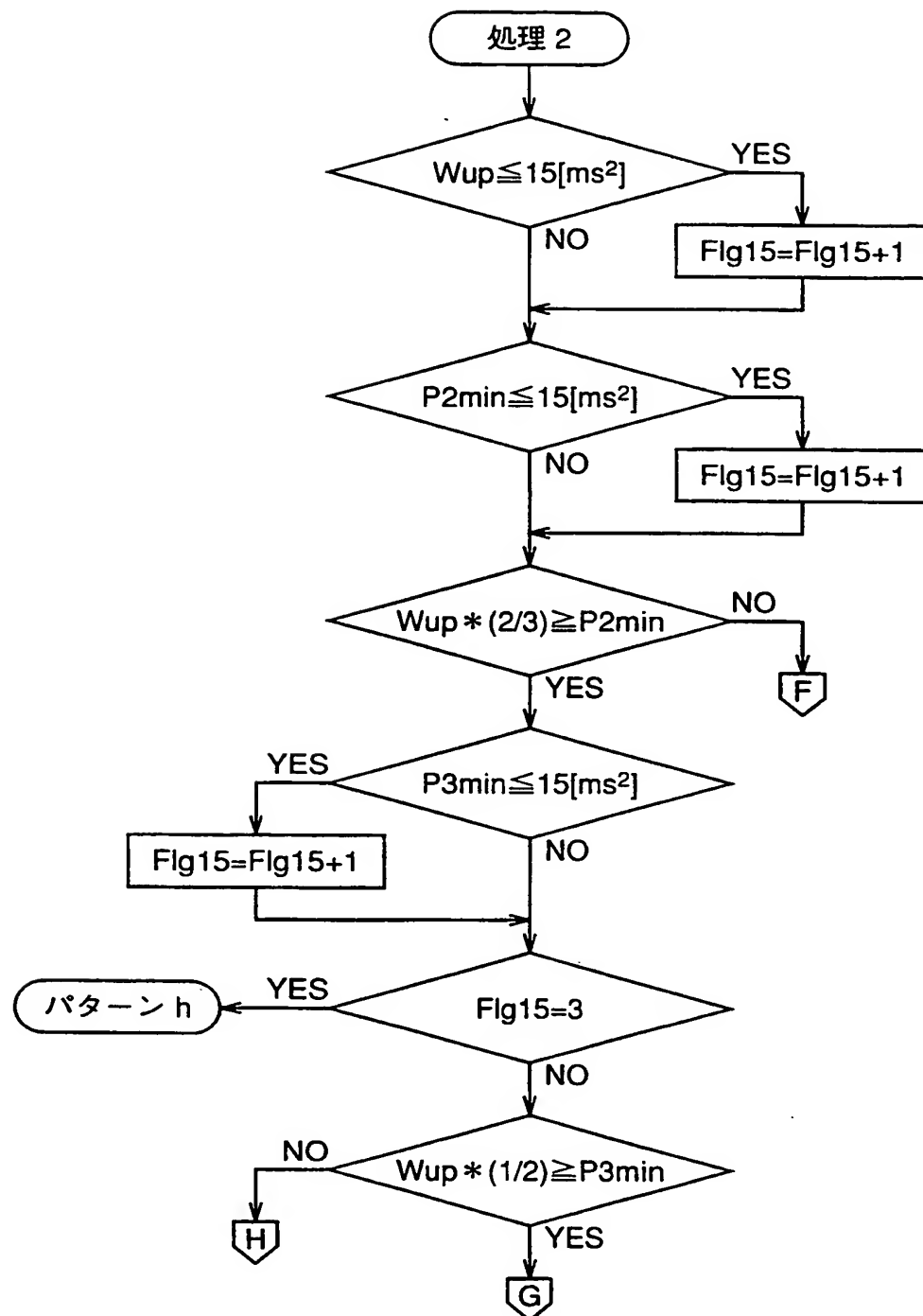
THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.54



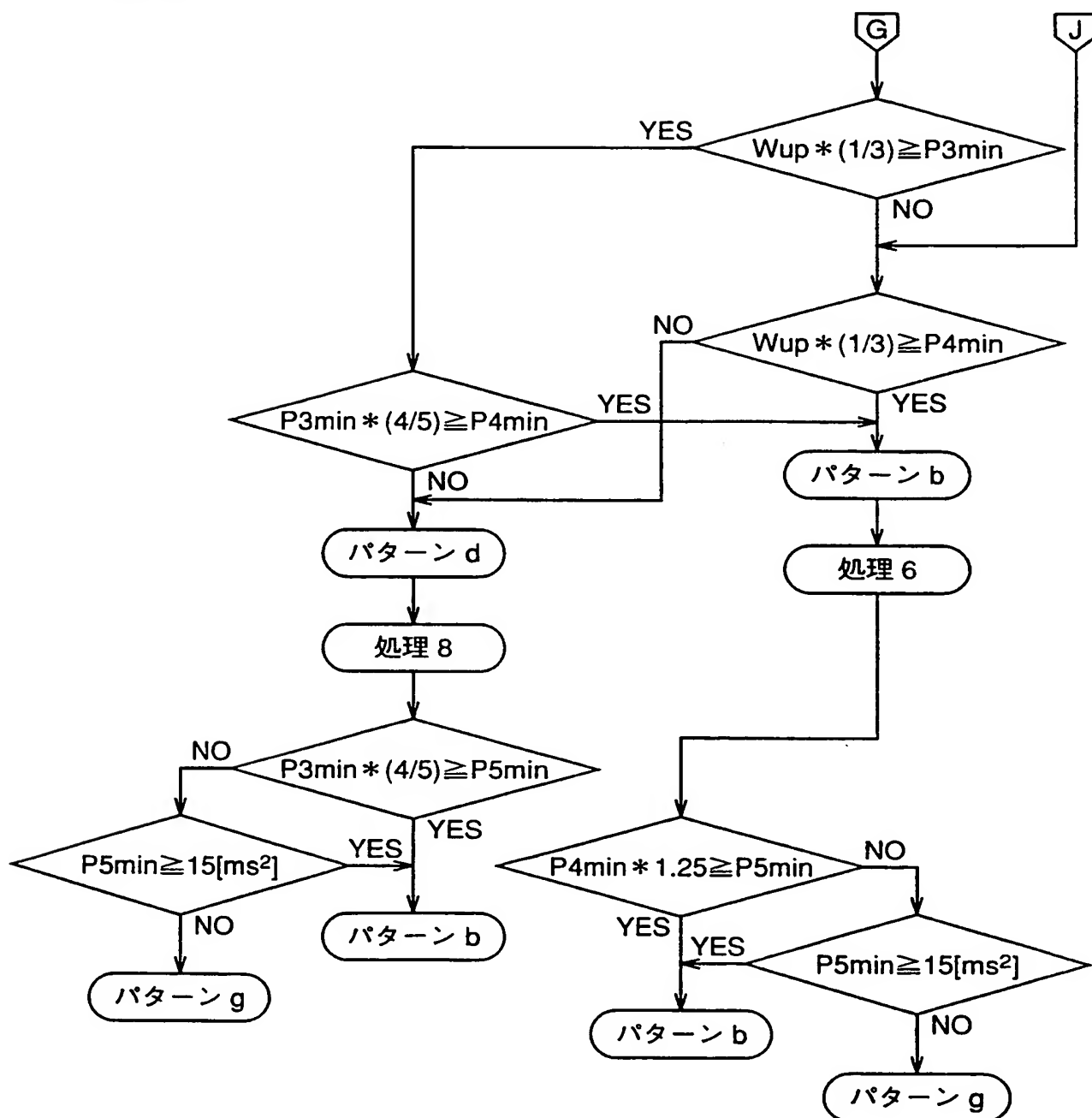
THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.55



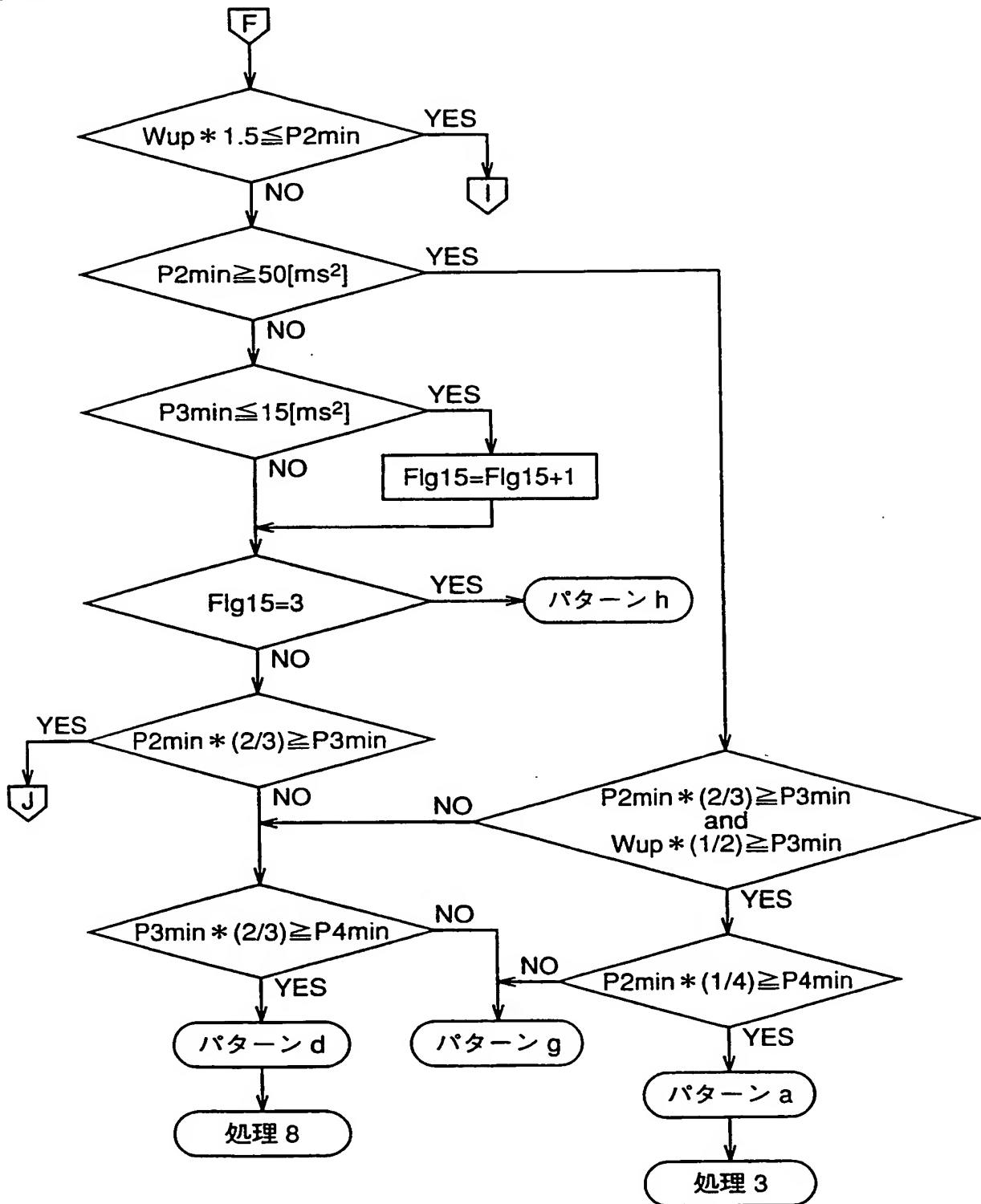
THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.56



THIS PAGE BLANK (USPTO)

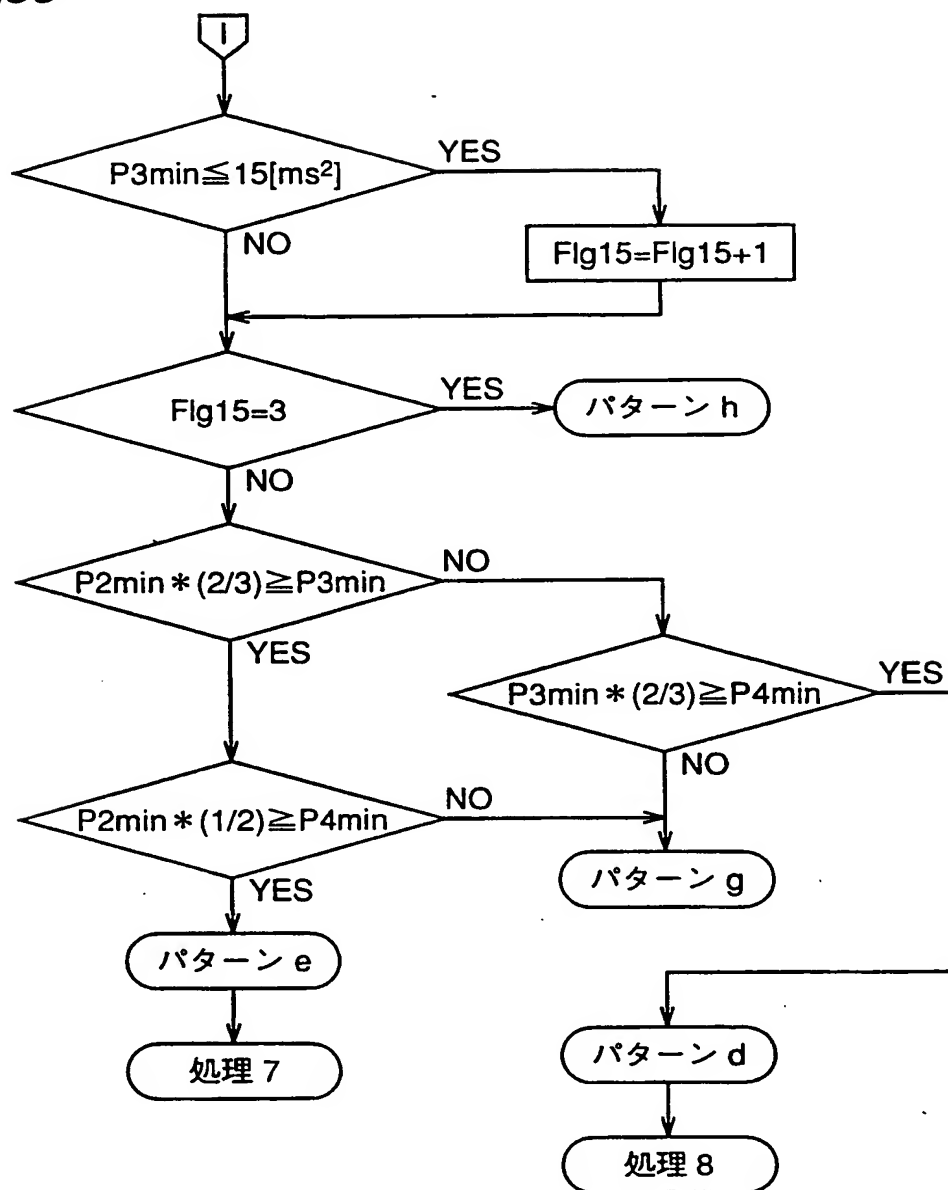
FIG.57





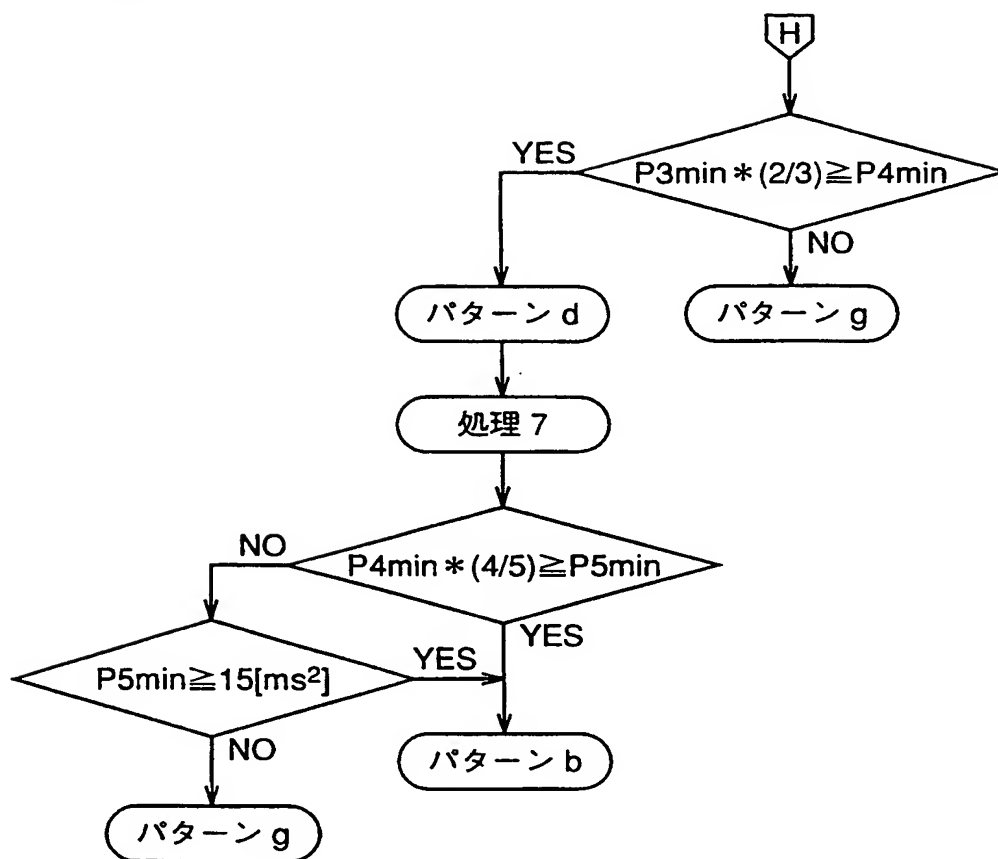
THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.58



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.59



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.60A

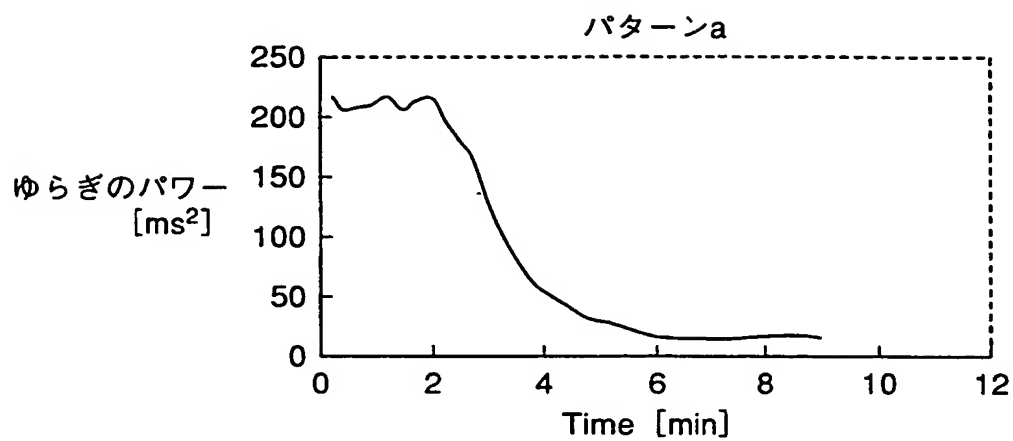


FIG.60B

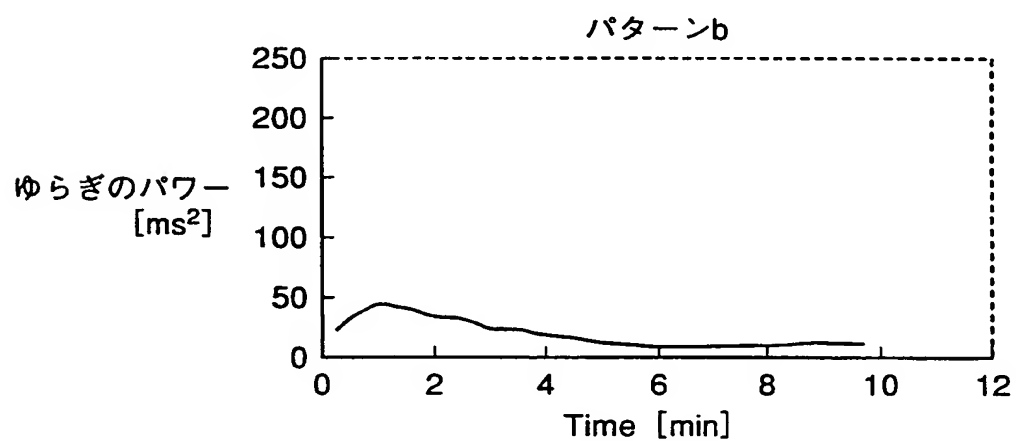
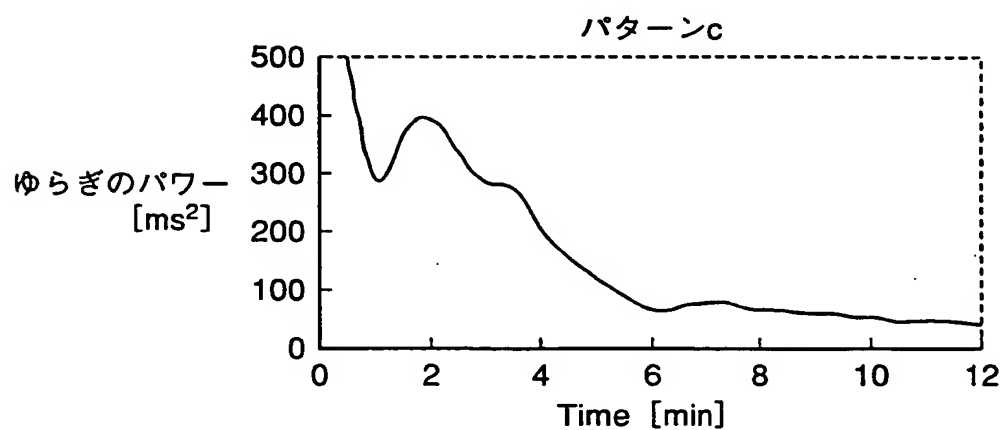


FIG.60C



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.61A

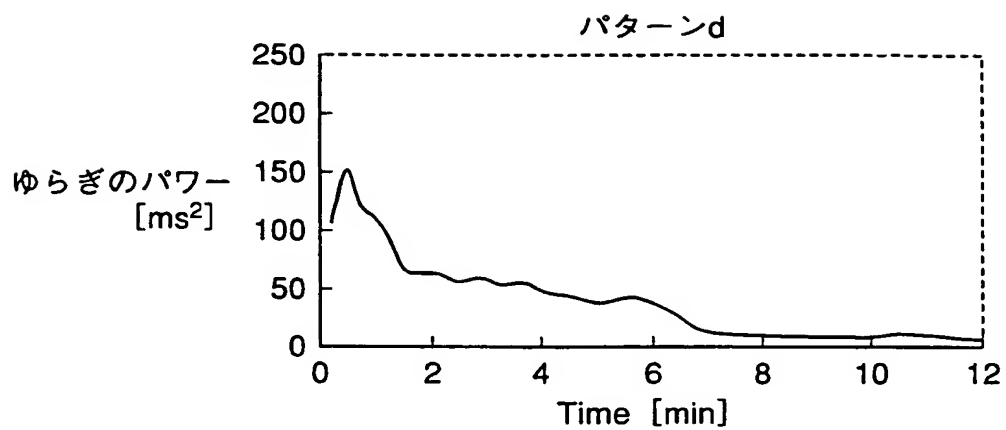


FIG.61B

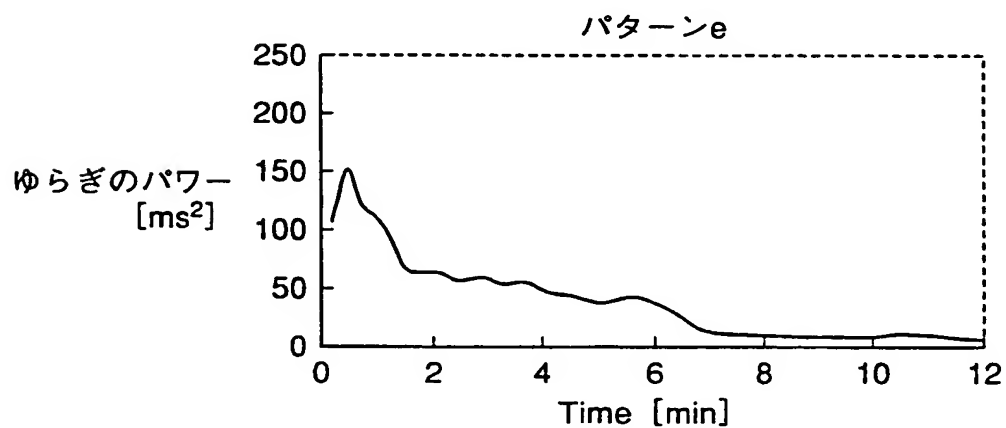
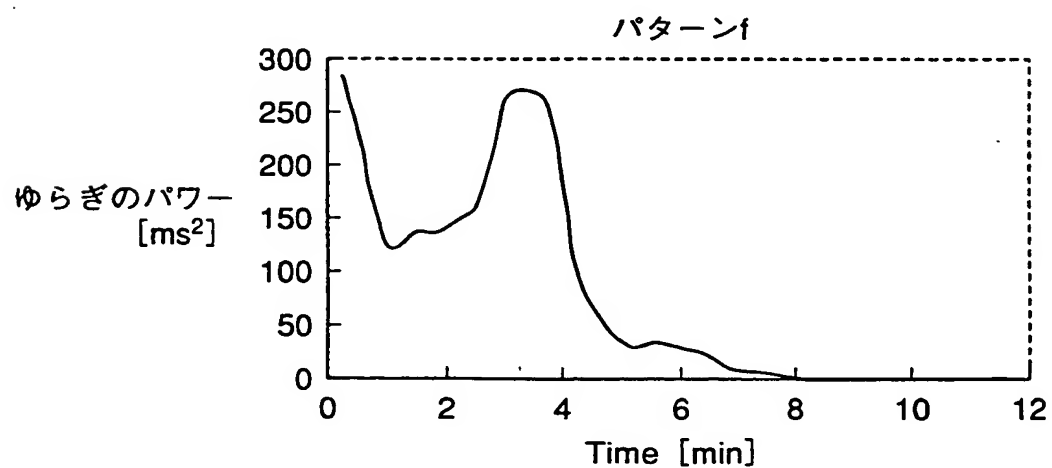


FIG.61C



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.62A

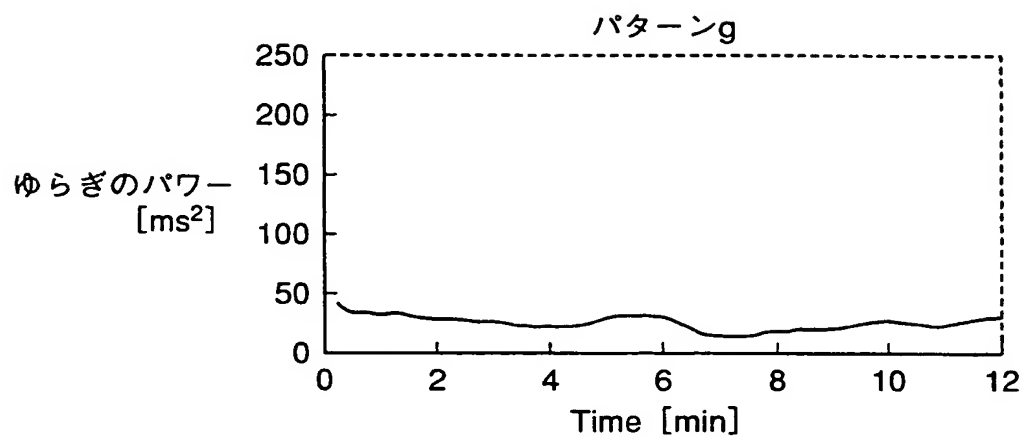


FIG.62B

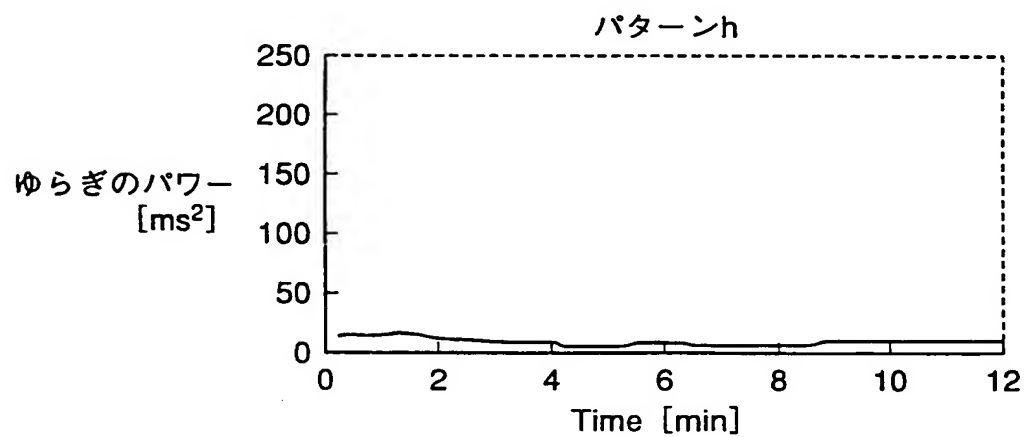
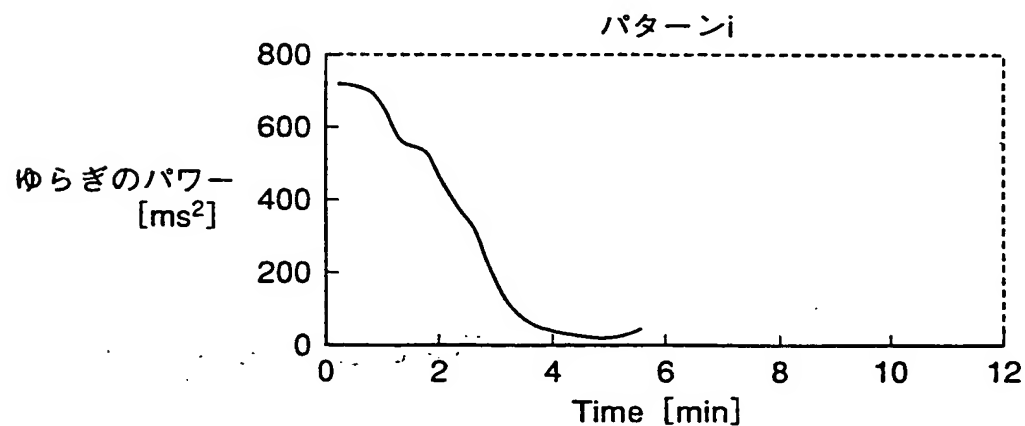
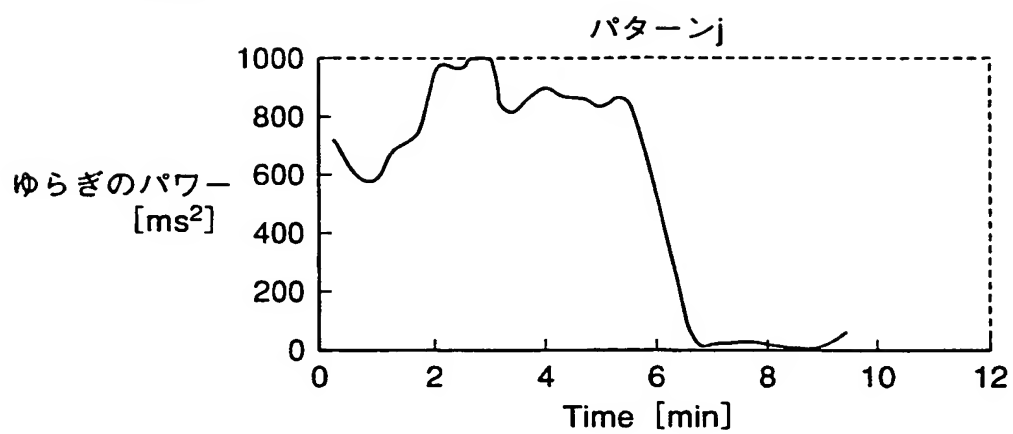


FIG.62C



THIS PAGE BLANK 10/3/74

FIG.63



THIS PAGE BLANK (USP 70)

FIG.64A

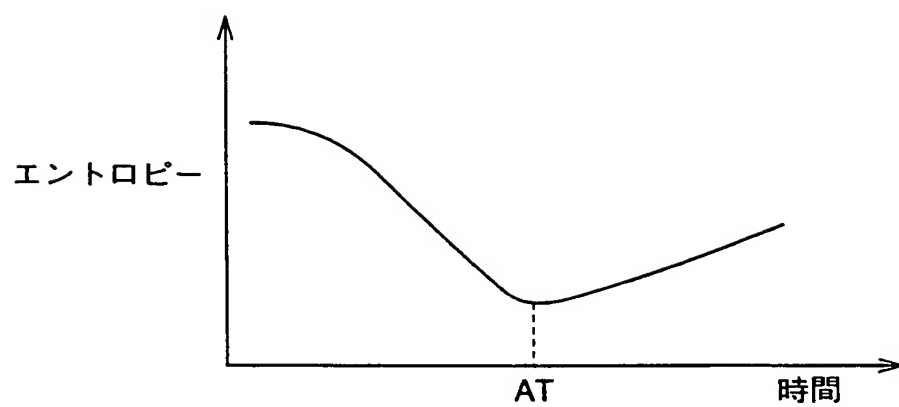
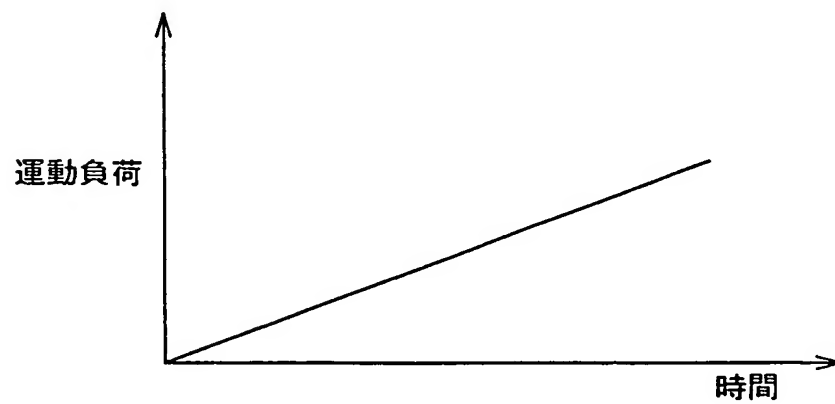
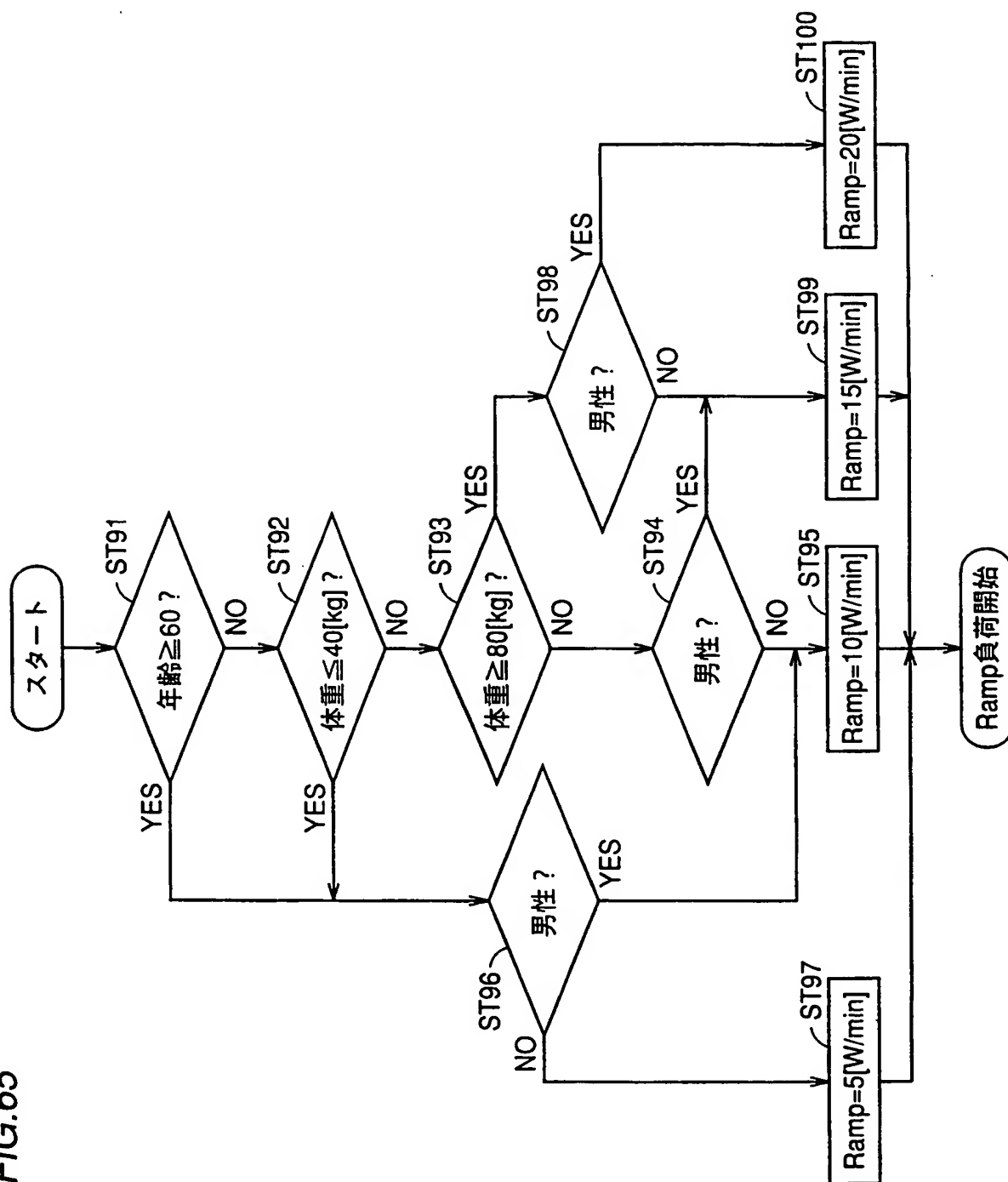


FIG.64B



THIS PAGE BLANK (USPTO)

FIG.65



THIS PAGE BLANK (U8PT8)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP00/05371

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ A63B22/06

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ A63B22/06, 24/00, 69/00, A61B5/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2000
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2000 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2000

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP, 10-85363, A (Nippon Colin Co., Ltd.), 07 April, 1998 (07.04.98),	1-4, 6-8, 10, 12, 13, 15, 17-23
Y	Full text; Figs. 1 to 11 (Family: none)	5, 9, 11, 14, 16, 24-28
Y	JP, 9-187430, A (Matsushita Electric Ind. Co., Ltd.), 22 July, 1997 (22.07.97), Par. Nos. [0024]-[0029] (Family: none)	5, 9, 14
Y	EP, 590634, A2 (COMBI CORPORATION), 06 April, 1994 (06.04.94), Full text; Figs. 1 to 19 & JP, 6-105830, A & US, 5448998, A	11, 16
Y	EP, 255621, A1 (Combi Co., Ltd.), 10 February, 1988 (10.02.88), Full text; Figs. 1 to 5 & JP, 63-35254, A & US, 4790528, A	24-28

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
21 November, 2000 (21.11.00)

Date of mailing of the international search report
28 November, 2000 (28.11.00)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

THIS PAGE BLANK (UBPTO)

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JPO0/05371

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A63B22/06

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ A63B22/06, 24/00, 69/00, A61B5/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922年-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971年-2000年
 日本国登録実用新案公報 1994年-2000年
 日本国実用新案登録公報 1996年-2000年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P, 10-85363, A (日本コーリン株式会社) 7. 4月. 1998 (07. 04. 98) 全文、第1-11図 (ファミリーなし)	1-4, 6-8, 10, 12, 13, 15, 17-23
Y		5, 9, 11, 14, 16, 24-28
Y	J P, 9-187430, A (松下電器産業株式会社) 22. 7月. 1997 (22. 07. 97) 段落番号【0024】-【0029】 (ファミリーなし)	5, 9, 14

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

21. 11. 00

国際調査報告の発送日

28.11.00

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

土屋 保光

2N

9233

電話番号 03-3581-1101 内線 3277

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	EP, 590634, A2 (COMBI CORPORATION) 6. 4月. 1994 (06. 04. 94) 全文, 第1-19図 & JP, 6-105830, A & US, 5448998, A	11, 16
Y	EP, 255621, A1 (Combi Co., Ltd.) 10. 2月. 1988 (10. 02. 88) 全文, 第1-5図 & JP, 63-35254, A & US, 4790528, A	24-28

C (続き). 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	EP, 590634, A2 (COMBI CORPORATION) 6. 4月. 1994 (06. 04. 94) 全文, 第1-19図 & JP, 6-105830, A & US, 5448998, A	11, 16
Y	EP, 255621, A1 (Combi Co., Ltd.) 10. 2月. 1988 (10. 02. 88) 全文, 第1-5図 & JP, 63-35254, A & US, 4790528, A	24-28

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JPO0/05371

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl¹ A63B22/06

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl¹ A63B22/06, 24/00, 69/00, A61B5/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922年-1996年
日本国公開実用新案公報	1971年-2000年
日本国登録実用新案公報	1994年-2000年
日本国実用新案登録公報	1996年-2000年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P, 10-85363, A (日本コーリン株式会社) 7. 4月. 1998 (07. 04. 98) 全文、第1-11図 (ファミリーなし)	1-4, 6-8, 10, 12, 13, 15, 17-23
Y		5, 9, 11, 14, 16, 24-28
Y	J P, 9-187430, A (松下電器産業株式会社) 22. 7月. 1997 (22. 07. 97) 段落番号【0024】-【0029】 (ファミリーなし)	5, 9, 14

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

21. 11. 00

国際調査報告の発送日

28.11.00

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

土屋 保光

2N

9233

電話番号 03-3581-1101 内線 3277